

明細書

生体光計測装置と脳波計測装置を組み合せた生体情報信号処理システムおよびそれに用いられるプローブ装置

技術分野

[0001] 本発明は生体光計測装置と脳波計測装置を組み合せた生体情報信号処理システムおよびそれに用いられるプローブ装置に関し、特に、その生体光および脳波計測結果の共通な表示装置への表示、および計測した脳波信号データを利用して無駄な計測を排除した精度の高い生体光計測および計測の準備作業を迅速化する装着の容易な生体光計測装置および脳波計測装置用プローブ装置に関する。

背景技術

[0002] 生体光計測装置は、被検体である生体に可視から近赤外領域の波長の光を照射して生体内を乱反射しながら通過して来た透過光を計測し、生体内部の光学特性の違いを画像化する装置である。この生体光計測装置を使えば、ヘモグロビン等の生体代謝物質や血流などを計測して、生体機能を簡便に被検体に対して低拘束でかつ生体に対して非侵襲な方法で計測できることから、臨床医学及び脳科学などの分野での活用が広がっている。

例えば、脳の思考、言語、感覚、運動等に関連する高次機能の活性化は、生体内部の酸素代謝及び血液循環と密接に関連しており、これらは生体中の特定の色素(ヘモグロビン等)の濃度変化に対応する。そこで、その特定色素に吸収されやすい可視から近赤外領域の複数の波長の光を脳の複数部位に照射し、脳内部を通過した透過光を複数の部位から検出し、その光吸収量から脳内の代謝物質の濃度や血液中のヘモグロビン濃度の変化などを画像化して脳の高次機能を計測する装置が、例えば、特開平9-149903号公報に開示されている。

この生体光計測装置の臨床応用としては、例えば頭部を計測対象とした脳内のヘモグロビンの活性化、変化の状態及び局所的な脳内出血の測定等が挙げられる。

一方、同様な脳機能活動に伴い生体から生ずる脳波信号は、脳の神経活動を直接計測できる手段として、古くから脳疾患診断手段として用いられている。すなわち、

脳科学分野においては、頭皮などに電極を接触させて脳の活動に伴って発生する脳波を計測し、特定周波数帯域の脳波信号(α波、β波、θ波、δ波など)に基づいて、思考、言語などの知的機能や運動機能などの脳の高次機能を分析する試みが行われている。例えば、頭皮表面に多数の電極を接触させて二次元脳電図を取得して脳の各部位の機能を分析し、脳障害等の有無を診断して医療に反映させる研究開発が進められている。

この両者の信号は、同じ脳活動に伴う信号でありながら計測対象の物理量が異なるため信号の持つ情報が異なり、さらに空間、時間特性が補完的な関係にあることから両者の同時計測の試みがなされてきた。

上述のような脳波信号と生体光信号との同時計測は、両信号間の物理的相互干渉が無いため計測自体は比較的容易だが、両者の時間的空間的特性が大きく異なるため、両信号を総合的に観察して疾患診断に適用するのは専門医にとっても困難であった。

特に、両者の信号を従来のそれぞれの手法において、例えば、特開2003-149137に開示されているように同時計測、同時表示するのみでは有効な診断情報を効率良く得ることができなかつた。

ところで、従来の生体光計測装置によれば、思考、言語、運動などの脳の高次機能を計測する場合、聴覚や視覚などを介して脳に刺激を与え、その前後における脳の状態変化を画像化し、それらの画像を対比して脳機能を診断する。

しかし、光計測画像に表れた脳の状態と刺激との関係についての分析は進められているが、脳波計測装置による脳の状態と対応付けて、光計測画像に基づいて的確な診断を行うまでには至っていない。

さらに、生体光計測と脳波計測を同時に行う場合、生体光計測装置用プローブ装置の複数の照射用光ファイバおよび受光用光ファイバの先端部を頭部の所定の位置に計測の妨げとなる頭髪を光ファイバ毎に搔き分けながら配設し、引き続いて脳波計測装置用プローブ装置の複数の脳波電極を先の光ファイバ配設位置を避けながら配設する必要があり、計測開始までの準備、セッティングに多くの手間を要していた。

本発明の目的は観察者が生体光信号および脳波信号を容易に理解出来かつ両信号の総合的な観察を容易にしさらに単独の信号では得られない新規診断情報の取得が可能な生体光計測装置と脳波計測装置を組み合せた生体情報信号処理システムを提供することである。

本発明のもう1つの目的は脳波計測装置によって計測された脳波信号データを利用して無駄な計測を排除した精度の高い生体光計測を可能とする生体光計測装置と脳波計測装置を組み合せた生体情報信号処理システムを提供することである。

本発明のさらにもう1つの目的は計測のためのセッティングに要する手間を軽減しつつ、生体光計測及び脳波計測の両方を行うことができる生体光計測装置および脳波計測装置用プローブ装置を提供することである。

発明の開示

[0003] 本発明の1つの観点は生体光計測装置と脳波計測装置により計測された生体光信号および脳波信号をそれぞれの計測位置と関連させて共通の表示装置上に表示し両信号の総合的観察を可能とした生体光計測装置と脳波計測装置を有機的に組み合せた生体情報信号処理システムである。

本発明のもう1つの観点は、脳波計測装置によって計測された脳波信号データで表わされる所定の脳の状態、例えば覚醒状態に対応する生体光信号データの取得が可能な生体光計測装置と脳波計測装置を有機的に組み合せた生体情報信号処理システムである。

本発明のさらにもう1つの観点は被検体に装着される共通のホルダ、ホルダに取り付けられ、生体光計測用の検査光を被検体に照射する照射用光ファイバ、照射用光ファイバに対して間隔をおいてホルダに取り付けられ、被検体からの検査光の透過光を受光する受光用光ファイバ、及び照射用光ファイバと受光用光ファイバとの中間でホルダに取り付けられ、被検体に接触される脳波計電極を備えた上記システム用のプローブ装置である。

図面の簡単な説明

[0004] [図1]本発明の生体光計測装置と脳波計測装置を組み合せた生体信号処理システムの概要を示すブロック図。

[図2]本発明生体信号処理システム中の生体信号処理表示装置によってその表示装置上に表示された一表示例で、被検体の頭部を示す画像上に2次元の脳波計測画像をさらにその上に2次元の生体光計測画像を重畠して示したものである。

[図3]本発明の生体信号処理システム中の生体信号処理表示装置によってその表示装置上に表示されたもう一つの表示例で、被検体の頭部を示す画像上に脳波信号および生体光信号の計測位置を示す2次元画像と矢印付引出線で示された選択位置とその選択位置における脳波信号および生体光信号の時間軸に沿った変化を並列表示したものである。

[図4]本発明の生体信号処理システム中の生体信号処理表示装置によってその表示装置上に表示されたさらにもう一つの表示例で、被検体上の光照射位置およびその透過光検出位置を示す2次元画像上に重畠して表示された2次元生体光計測画像と矢印付引出線で示された選択位置とその選択位置における脳波信号および生体光信号の時間軸に沿った変化を並列表示したものである。

[図5]本発明の生体信号処理システム中の生体信号処理表示装置によってその表示装置上に表示されたさらにもう一つの表示例で、図2に表示された2次元の脳波計測画像と2次元の生体光計測画像の上下関係を逆にして前者を第一のレイヤに後者を第2のレイヤに投影し、両レイヤを空間的に離間して表示したものである。

[図6]本発明の生体信号処理システム中の生体信号処理表示装置によってその表示装置上に表示されたさらにもう一つの表示例で、被検体の頭部を示す並列表示された2つの画像の、一方にはそれぞれ対応する計測位置上に脳波計測信号のタイムコースグラフを、他方にはそれぞれ対応する計測位置上に生体光計測信号のタイムコースグラフを表示したものである。

[図7]本発明の生体信号処理システム中の生体信号処理表示装置によってその表示装置上に表示されたさらにもう一つの表示例で、(a)は光計測信号の空間分布を、(b)は同一計測空間における脳波計測信号の空間分布、(c)は(a)、(b)の空間分布の積の空間分布を表示したものである。

[図8]本発明の生体信号処理システム中の生体信号処理表示装置による、ある計測位置における脳波計測信号および光計測信号から両信号間の相関を求める演算を

説明する図で、(a)は時間軸に沿った最大値で規格化した脳波計測信号の強度のタイムコースグラフ、(b)は同一時間軸に沿った最大値で規格化した光計測信号の強度のタイムコースグラフ、(c)は直交する2軸の一方を脳波計測信号と他方を光計測信号としその強度を時間をパラメーターとしてプロットした図を示している。

[図9]本発明の一実施例で被検体への刺激付与装置を備えた生体信号処理システムの概要を示すブロック図。

[図10]図9の実施例における、脳波のレベルを利用した被検体への注意喚起のための刺激付与を説明するための図である。

[図11]図9の実施例における、脳波のレベルを利用した被検体への注意喚起のための刺激付与の処理手順を説明するためのフローチャートである。

[図12]図9の実施例における、脳波のレベルを利用した光計測データの取捨選択を説明するための図である。

[図13]図9の実施例における、脳波レベルを利用した光計測データの取捨選択の処理手順を説明するためのフローチャートである。

[図14]図9の実施例における、脳波中の特定周波数のレベルを利用した光計測データの取捨選択を説明するための図である。

[図15]図9の実施例中の脳波計測装置に代えて体動検出装置を使用する変形例における、体動量のレベルを利用した光計測データの取捨選択を説明するための図である。

[図16]図15で説明した図9の実施例の変形例における、体動量レベルを利用した光計測データの取捨選択の処理手順を説明するためのフローチャートである。

[図17]図9の実施例で利用されている開眼モニタに関する、開眼の度合と脳波中の α 波との関係を説明する図である。

[図18]光計測と脳波計測の計測特性の違いを説明する図である。

[図19]図9の実施例における、光計測と脳波計測のための刺激付与タイミングのパターンの一例を示す図。

[図20]図9の実施例における協調制御部中の光計測と脳波計測のためのサンプリングパルス生成回路の一例のブロック図。

[図21]図20のサンプリングパルス生成回路により生成されるサンプリングパルスのタイムチャート。

[図22]図9の実施例における、光計測と脳波計測のための刺激付与タイミングのパターンのもう一つの例を示す図。

[図23]本発明生体信号処理システムで用いられるプローブ装置の第1の実施例の一部の断面斜視図。

[図24]本発明生体信号処理システムで用いられるプローブ装置の第2の実施例の要部の斜視図である。

[図25]図24の先端部の底面図である。

[図26]本発明生体信号処理システムで用いられるプローブ装置の第3の実施例の略側面図である。

[図27]本発明生体信号処理システムで用いられるプローブ装置の第4の実施例の略側面図である。

[図28]本発明生体信号処理システムで用いられるプローブ装置の第5の実施例の略側面図である。

[図29]図28の第5実施例プローブ装置の要部の底面図である。

発明を実施するための最良の形態

[0005] 以下、添付図面に従って、本発明に係る生体情報信号処理システムの好ましい実施の形態について詳説する。

図1に、本実施例に係る生体情報信号処理システム100の構成を示す。生体情報信号処理システム100は、生体光計測装置300と、脳波計測装置400と、それらの信号を入力し処理表示する生体信号処理表示装置200から構成されている。

生体光計測装置300および脳波計測装置400用のプローブ装置50は被検体140の頭部に装着されており、この本発明システム用のプローブ装置50は生体光計測装置300の複数個の検査光照射用の光ファイバ102aおよびその透過光受光用光ファイバ102bのおよび脳波計測装置400の複数の脳波電極104およびこれらを所定の位置に保持する共通のゴムあるいはプラスチック製のプローブホルダ101から構成されている。

生体信号処理表示装置200は、データ入力部210と、データ保存部220と、データ処理部230と、協調制御部240と、表示装置250と、操作卓260とから構成されている。

生体光計測装置300で計測された被検者のヘモグロビンの時間変化信号はデータ入力部210に入力され、データ保存部220に転送され保存される。同データには各計測点の位置を示す情報および計測時間の情報も付加され同時に転送される。

一方、脳波計測装置400で計測された上記同一被検者の頭部に配置した電極からの脳波信号の変化もまた、計測時間および各計測点を示す情報とともにデータ入力部210に入力され、データ保存部220に転送され保存される。

データ処理部230では、これらの2装置からのデータと付加された計測時間及び計測位置情報に基づいて総合的に処理し、その結果を表示装置250に表示する。

データ表示は計測中リアルタイムで表示する場合と計測終了後オフラインで行う場合があるが、以下で説明する表示法は両者に可能である。

さらに両データをリアルタイム、オフラインで表示するほか、生体光信号または脳波信号の一方のみを実時間データとし、他のデータは保存してあるデータを用いて表示する、異なる時間モードの組合せにより実時間計測の観察を容易にすることができます。

生体光信号及び脳波信号は頭皮上の複数の計測点における信号であり、計測位置を示す情報が保存されている。それぞれの信号の表示形態としては、例えば

1. 各点の信号の時間変化をしめすタイムコースグラフ
2. 上記1の時間グラフを計測位置に配置したタイムコースマップ
3. 各点の計測信号の特定時刻または特定時間域の平均をもとに構成した2次元画像
4. 各点の特定時刻の信号で作成した上記3の2次元画像の動画表示

がある。生体情報信号処理システム100では、これらを観察者の目的に応じて適宜組み合わせ表示することで、生体光信号及び脳波信号の総合的観察を容易に行うことができる。

脳波計測装置400は、被検者頭部の所定の部位に脳波電極を装着しこれから導

いた電流を観察することで、脳の神経活動を脳内各点の特有な信号として捕らえることができる。脳波信号は多数回の繰り返し刺激により10–300ms秒の速い反応を計測する誘発脳波と、時間に従って連続的に脳波を計測する連続脳波計測がありそれそれに適した計測法、計測装置が開発され広く臨床で使われている。

生体光計測装置300及び脳波計測装置400で計測された信号は、生体光信号では各計測点のヘモグロビン量変化の時間変化が、脳波信号では各時間における電気信号の変化が、誘発法では刺激の繰り返し期間の時間方向での電位変化が、連続法では計測時間全域に渡る電気信号の主に振動変化が記録され保存される。

この両者の信号には被検者のID他の情報と計測位置、及び計測の時刻に関する情報が併記され保存されている。

以下では、生体光信号及び脳波信号の情報を簡便かつ観察者が容易に診断可能な形で、同時あるいは時間を互いにずらして表示する手順を、具体的な例で説明する。

図2は、計測された信号のうち脳波計測によって得られた2次元画像を被検者の頭部を示す画像上にまず重ね合わせて表示し、さらに上記脳波計測の2次元画像上に生体光計測の2次元画像を重ねて表示したものである。このとき、生体光計測の2次元画像は前記脳波計測の2次元画像の表示とは異なる色相を用いる。通常本例のような2次元画像表示では、モノクロの濃淡を用いるほか、特定の2種以上の色の混合による擬似濃淡を用いるが、本例では両2次元画像の識別を容易にするため、例えば、前者を赤–青相、後者を黄色–緑色相など、異なった擬似カラーを用いる。

また、脳波計測の2次元画像を擬似カラーの濃淡で表示し、生体光信号を擬似カラーに含まれない色の線を用いた等高線図とし、重ね合わせてもよい。

両者の表示層の上下関係は、これと逆の場合も可能であり、さらに観察者の希望に応じて上下関係を任意に指定できるようにしてもよい。さらに2層の上記画像のうち一方を半透明な画像とすることで、両者の関係を容易に観察することができる。

図3では、脳波信号及び生体光信号の計測位置を示す2次元画像上から所望の観察位置を操作卓260を介して選択すると、上記選択位置を示す矢印マークとともに表示画面上の位置表示画像と異なる部位に脳波信号と生体光信号の2種のタイムコ

ースデータの図形を並列して表示する場合の引出し画面例を示している。

図4は上記引出し画面を2次元の生体光計測画像上に表示したもので、2次元的な分布画像と共に特定の計測点の脳波および生体光の2信号の時間変化の関係を簡便に表示したものある。この脳波及び生体光の2信号は、同一計測位置において同一タイミングで計測したものであり、2信号の時間変化の関係を表示させる。図4の並べて表示された脳波グラフと生体光グラフは、それぞれ同一タイミングで計測したものであり、時間によって脳波及び生体光のグラフがどのように変化するのかを把握することができる。なお、この計測点は操作卓によって任意に設定することができる。

また、脳波を計測し、生体光を計測していない時は、脳波信号の時間変化のみを表示させ、生体光を計測し、脳波を計測していない時は、生体光信号の時間変化のみを表示させてもよい。

図5は、図2の2次元の脳波計測画像と生体光計測画像の上下関係を逆にして、両画像を空間的に離間して表示したもので、2種の2次元画像を同時に表示しながら計測位置が容易に判別できるよう、2層の2次元画像を3次元空間上の2層の高さの異なる面に表示している。両者の表示層の上下関係は、これと逆の場合も可能であり、さらに観察者の希望に応じて操作卓260を介して上下関係を任意に指定できるようにしてもよい。

図6は、脳波計測および生体光計測のタイムコースグラフをそれぞれの計測位置ごとに表示するタイムコースマップ画面で、2種の各タイムコースグラフにグラフを並列に対応させて表示しており、各計測点における両信号の関係が容易に観察できる。

上記表示では2種のデータを並列して表示しており、信号間の相互の関係は観察者が判断しているが、2信号間の関係を数学的に処理しこれを表示すれば、さらに観察者の負担を低減することが出来る。

図7は、光計測信号の空間分布(a)と脳波計測信号の空間分布(b)の、2種の信号の空間分布を表す2つの画像の各点で2データの値を掛け算し、この結果を合成画像(c)として新たに構成し表示した場合の例である。この結果、両データの信号が同時に増加する部位では合成画像が強調されることで、2信号間の関係が明確に提示

される。

ここで、2信号の演算は、対象とする観察現象に応じて理論的または実験的に最適化された関数を用いてもよい。例えば、図8に示すように、ある計測点の脳波計測信号(a)および生体光計測信号(b)の強度についての両データを最大値で規格化し、これら2データを時間をパラメータとして直交軸上にプロットすることで両データのある計測点における時間関係を表す図形(c)を構成し、これから例えば、各計測点の相関係数、位相差あるいは同図形の面積を求め、これらを2次元画像に表示するようにしてもよい。

図9に、本発明の生体情報信号処理システムのもう一実施例の全体構成図を示す。本実施例は、光計測装置と脳波計測装置とを結合したシステムである。図において、複数(図示例では2個)の光源301は、人体を透過しやすい波長が600～1200nm程度の近赤外光を発生する。光源301より発生した近赤外光は、光ファイバーを介して光方向性結合器(光結合器)302に導かれて混合され、照射光用の1つの光ファイバー102aで伝送可能に結合される。光ファイバー102aの先端は、被検者140の頭部の所望位置に保持可能に、ヘッドキャップ101に取り付けられている。

そのヘッドキャップ101には、集光用の光ファイバー102bの先端が固定されており、被検者140の頭内部から散乱しながら外部に戻ってきた信号透過光を光検出器306に導く。光検出器306は、フォトダイオード又は光電子増倍管などで構成され、入射される信号光を電気信号に変換する。光検出器306により電気信号に変換された信号光は、複数(図示例では2個)の位相検波器(検波器)307に入力される。位相検波器307は光源301ごとに設定された変調周波数を参照してフィルタリングを行い、光源301ごとに對応する信号光の光量をA/D変換器309に出力する。A/D変換器309は、検出した信号光の光量をデジタルデータに変換して光計測制御装置310に出力する。

光計測制御装置310は、レーザーダイオード等の光源301の駆動装置308を介して各光源301の光強度、光検出器306の増幅度、などを制御するとともに、生体光計測の開始から終了までを制御する。光演算装置311は、A/D変換器309から出力される各光源の検出光量を用いて、被検者140の同一個所を通過する近赤外光

の2種あるいは3種のペアから被検体140内の酸素化・脱酸素ヘモグロビン及び総ヘモグロビンの変化量を計算する。その計算結果の光計測データは、数値あるいは画像化して表示装置であるモニタ250に表示するとともに、メモリ220に記憶する。また、刺激付与装置521は、被検体140の、例えば、頭部近くに設けられ、音や映像などにより被検体140に刺激を与える装置である。

一方、脳波計測装置400は、被検体140の頭部に設置された脳波電極104と、脳波受信装置431と、脳波演算装置432とを含んで構成されている。脳波受信装置431は、脳波電極104により検出された脳波の変化を受信して、モニタ250に表示するとともに、脳波演算装置432に出力する。脳波演算装置432は、入力される脳波に基づいて、 θ 波や β 波などの脳波を検出し、それらに基づいて被検体140の体調(例えば、眠気)などの状態を検知する。脳波演算装置432によって求められた θ 波や β 波などの大きさあるいは割合などの演算結果は、刺激付与装置521に設けられた表示画面522に出力される。刺激付与装置521は、入力される θ 波や β 波などの大きさあるいは割合が設定値を越え、あるいは下回るときに、光計測制御装置310にトリガ信号523を出力して、光計測の停止、ポーズ、開始の制御を行わせるように構成されている。

すなわち、光計測においては、刺激付与装置521により聴覚又は視覚の刺激を被検体140に与えたタイミングと脳機能変化の関係、例えば、刺激付与前後の脳機能の変化を光計測することが要望される。そこで、本実施例では、被検体の脳の状態、例えば覚醒しているか否か、に応じて刺激付与装置521から出力されるトリガ信号523によって、光計測制御装置310は光計測の開始、ポーズ及び停止を制御する。

このように構成される本実施例の動作及び使用形態について、以下に詳細に説明する。まず、脳の活動状態を光計測する場合、被検体140の脳の活動状態を一定あるいは所望の状態に管理するなど、計測条件を一定のレベルに保持する必要がある。以下、光計測目的に応じた計測モードに分けて、本実施例の動作及び使用状態を説明する。なお、下記の計測モードは、それぞれ単独で、あるいは複数のモードを適宜組み合わせて動作なしし使用することができる。

(被検体への注意喚起付光計測制御モード)

脳の活動状態を光計測する場合、被検体140の脳の活動状態を一定の状態に維持して計測するための例として、被検体140が例えば、眠らないように注意を喚起する必要がある。この場合は、図10に示すように、刺激付与装置521の表示画面522に注意喚起の映像を表示する。同図(a)の曲線601は、脳波演算装置432により演算された被検体140の覚醒度の時間変化を示す。同図(a)の線602は、覚醒度に関する注意喚起のための判定閾値を示す。覚醒度が、判定閾値を下回る図中のB期間の場合、同図(b)のBに示すように注意喚起のためのランプ604を点灯し、判定閾値以上の図中のA期間の場合は同図(b)のAに示すように注意喚起のためのランプ604を消灯する。これによって、光計測条件を一定の許容できる範囲内に保持する。

図11に、覚醒度を脳波演算装置432において演算し、覚醒度を判定して注意喚起の刺激を付与する手順の一例を示す。図11に示すように、脳波演算装置432は、脳波受信装置431から入力される脳波をリアルタイムで計測し(S1)、サンプリング周期ごとに、直前の一定区間(サンプリング周期)の脳波データをフーリエ変換する(S2)。次いで、被検体が眠りかけてまどろんでいることが分かる脳波中のθ波(4~7Hz成分)の信号強度を求める(S3)。求めたθ波の信号強度を必要に応じて覚醒度として刺激付与装置521の表示画面522に表示する。次に、θ波の信号強度が予め設定された判定閾値を超えているか否か判定する(S5)。超えていない場合は、被検体に注意を喚起するために表示画面522に注意喚起の表示を行う(S6)。θ波の信号強度が判定閾値を超えている場合は、表示画面522に注意喚起の表示は行わない。

ここで、被検体に注意喚起を促す要因としては、覚醒度のほかに、脳波から計測できるアテンション強度、あるいは後述する筋電信号により計測できる体動などがある。また、注意喚起の方法は、音に対する脳の反応を計測している場合は表示画面522に映像を表示し、視覚に対する脳の反応を計測している場合は音により行なうことが好ましい。さらに、注意喚起は、例えば、アラーム音の強弱や周波数の変化、触覚(温度)の変化、あるいは注意喚起の映像や演算結果のグラフなどによる視覚への働きかけによることができる。

このようにして、脳波の演算結果を刺激付与装置521内の表示画面522に表示し

て、眠気やアテンション強度の低下などを被検体140にフィードバックすることにより、脳の所望の活性等を維持した状態、例えば「起きている状態」で、光計測による脳機能計測を行うことができる。その結果、取得した光計測データの無駄を少なくすることができ、光計測の演算負荷を軽減することができる。

なお、図10、11に示した例では、脳波の θ 波を用いる場合を説明したが、 β 波(14～33Hz)を用いてまったく同様に注意喚起させることができる。すまわち、 β 波は緊張度が高く、注意力や認識力が高い状態にあることを表し、注意力が必要な事柄を行うときは β 波が出ている。なお、映画やテレビに集中しているときは α 波が出ているが、この α 波は受身的な注意力であるから、脳機能計測で用いられるアテンションとは異なる。これに対し、 β 波の注意力は積極的なので、アテンションを評価するには β 波の変化を用いるのが好ましい。

(脳状態による光計測制御モード1)

一般に、光計測においては光計測データを複数のサンプリング周期に渡って収集し、それらを加算することによって、計測データに含まれるノイズを低減することが行われている。そのために、同一の計測条件における計測時間が長くなり、その間に脳状態が変化すると収集した光計測データが無駄になるおそれがある。そこで、本実施例では、脳波演算装置432から脳波データ434を光演算装置311に送り、光演算装置311において脳の活動状態に応じてサンプリングされる光計測データの取捨選択を可能にしている。

図12(a)は図10(a)と同じ図で、曲線601は、脳波演算装置432により演算された被検体140の覚醒度(アテンション強度)の時間変化を示す。同図(a)の線602は、覚醒度(アテンション強度)に関する注意喚起のための判定閾値である。また、同図(b)の曲線605は対応する時間についての光演算装置311により演算された光計測データの時間変化を表している。そして、脳波演算装置432又は光演算装置311において、図13に示す処理手順に従ってアテンション強度を判定して、光計測データの取捨選択を行う。まず、任意の計測区間Aの脳波データをフーリエ変換する(S11)。次いで、被検体が眠りかけてまどろんでいることが分かる脳波中の θ 波(4～7Hz

成分)の信号強度を求める(S12)。求めた θ 波の信号強度が予め設定された判定閾値を超えているか否か判定する(S13)。 θ 波の信号強度が判定閾値を超えている場合は、区間Aを光計測データの加算区間とし(S14)、超えていない場合は、区間Aを光計測データの加算区間から除き(S15)、次の区間に移る(S16)。つまり、アテンション強度が判定閾値102を超える図12(b)の区間606、607でサンプリングされた光計測データは加算し、その区間以外の区間の光計測データは加算しないで捨てる処理を行う。

この場合において、光計測データをメモリ220に記憶するときは、加算区間106、107の始点と終点を示すマーカを付記して保存する。また、 θ 波信号強度の閾値以下の低下は眠りかけのまどろんでいる状態であるから、途中で起こさないのであれば、熟睡する可能性もあるので、 δ 波(1.5~4Hz)も評価したほうがよい場合もある。

従って、この光計測制御モード1によれば、計測条件から外れた光計測データを捨てることができるので、光計測の精度を向上させることができる。また、計測精度向上のための繰り返し計測回数を低減して、実質的な計測時間を短縮できる。

また、図11の例の代案として説明したように、図13の例でも θ 波に代えて、 β 波に基づいてアテンション強度を判定して光計測データの取捨選択を行うことができる。図14に、他の特定周波数の脳波に基づいて光計測データの取捨選択を行う場合の各波形図を例示する。同図(a)は脳波の波形図、同図(b)は脳波に含まれる特定周波数帯域の脳波の一例、同図(c)は同一時間軸に沿った光計測データの波形の一例をそれぞれ示す。図示のように、特定周波数帯域の脳波が判定閾値608を下回るときには光計測データを捨て、他の区間609、609の光計測データを加算する。

(脳状態による光計測制御モード2)

脳疾患によっては、例えば、てんかんのように、何時発症するか不確実な疾患がある。このような脳疾患の発作は、発作の前後の脳状態を観察することが肝要であるが、何時発症するかわからないため、長時間にわたって光計測を行わなければならず、被検体にとっても計測の負担が大きいという問題がある。また、膨大な光計測データを長時間にわたって記憶しなければならず、膨大な記憶容量の記憶装置が必要になる

そこで、脳波演算装置432の診断結果により、てんかんの発作が検知されたとき、図9に示すトリガ信号435を光計測制御装置310に送る。光計測制御装置310はトリガ信号435を受信したとき、その前の一定期間の光計測データのみをメモリ220に記憶させる。これにより、メモリ220の記憶容量を節約できる。また、脳波演算装置432はてんかん発作の検知を刺激付与装置521に送り、表示画面522にその旨を表示する。

以上説明したように、図9の実施例によれば、被検体140に聴覚や視覚などの刺激を与えたときの前後に、被検者140の脳内部の酸素化・脱酸素ヘモグロビン及び総ヘモグロビンの変化量を求めて画像化するなどにより、脳状態の変化を観察して脳機能計測を行うことができる。

特に、本実施例によれば、脳の所望の活性等を維持した状態、例えば「起きている状態」で、光計測による脳機能計測を行うことができる。その結果、取得した光計測データの無駄を少なくすることができ、光計測の演算処理負荷を軽減することができる。

また、計測条件に合致する光計測データを取捨選択して光計測結果を演算していくことから、光計測の精度を向上させることができる。

なお、図示はしていないが、本実施例の一変形例として、脳波計測装置に加えてあるいは代えて体動検出装置を利用することができる。

体動検出装置は、被検体140の頸部などに接触して取り付けられる筋電電極と、筋電電極により検出された筋電信号を受信する筋電受信装置と、筋電受信装置により受信された筋電信号に基づいて体動を演算する体動演算装置を有して構成される。体動演算装置は、例えば、被検体140が頭部を動かしたことを検出し、刺激付与装置521の表示画面522に表示するなどにより、被検体140にフィードバックすることができる。

本変形例によれば、脳波の覚醒度(アテンション強度)と同様に、予め設定された体動量の許容値に対応する判定閾値(図10の602に相当)と比較して、被検体の注意喚起モード、脳状態による光計測制御モード1、2に相当する動作又は使用態様を実現できる。また、逆に、動いたときの脳の状態を光計測することもできる。

つまり、体動量をパラメータとした被検体の注意喚起付光計測制御モードの場合は、図11の処理手順のように、筋電信号をリアルタイムで計測し、直前のサンプリング周期の筋電データから体動量を求め、その体動量が判定閾値を超えているか否か判定し、超えている場合は、例えば表示画面522に「動かないように」などの注意喚起を表示する。このときの筋電信号612と体動量613と光計測データ614の各波形を図15(a)～(c)に示す。図示のように、筋電信号612を積分して得られる体動量613が判定閾値615を超えたか否か判定し、超えている区間は光計測データを捨て、超えていない区間616、616については光計測データを加算するようにする。

また、図13の処理手順のように、区間Aの筋電データから体動量を求め、体動量が判定閾値を超えているか否か判定し、超えている場合は区間Aの光計測データを加算区間から除き、判定閾値を超えていない場合は区間Aを加算区間とする処理を区間ごとに行う。これにより、計測条件に合致する光計測データを取捨選択して光計測結果を演算することにより、光計測の精度を向上させることができる。

(体動量による光計測制御モードの特有例)

図16に、体動特有の計測モードの処理例を示す。乳幼児などの場合は、検査者の合図でタスク(動きなど)を開始してくれない場合がある。この場合は、筋電信号から口や手などの動きを検出し、動きが一定の閾値以上の期間をタスク期間とみなすことができる。ただし、体動が非常に大きく、光計測による脳機能計測が困難な区間は、計測データから除くようにすることができる。すなわち、図16に示すように、区間Aの筋電データから体動量を求める(S21)。次いで、求めた体動量が第1の判定閾値Taを超えているか否か判定する(S22)。超えていれば、区間Aの光計測データを加算区間から除く(S24)。一方、体動量が判定閾値Taを超えていない場合は、第2の判定閾値Tb(ただし、Ta>Tb)を超えているか否か判定する(S23)。体動量がTbを超えていれば、つまりTb<体動量<Taであれば、区間Aの光計測データを加算区間とする(S25)。一方、体動量がTbを下まわっていれば、ステップS24に移って区間Aの光計測データを加算区間から除く。これらの処理を終了後、次の区間に移る(S26)。

なお、図16のステップS21に変えて筋電データをリアルタイムで計測して体動量を求め、ステップS24、S25に変えて、 $T_b < \text{体動量} < T_a$ のときは、乳幼児が好きな画像を刺激付与装置521の表示画面522に表示し、体動量 $> T_a$ あるいは体動量 $< T_b$ のときは、乳幼児が好きでない画像を表示画面522に表示することができる。すなわち、体動を現状に維持させるためには、乳幼児が好きな画像を表示する。体動を抑えたい場合は、スローテンポのアニメーションを、体動を上げたい場合はアップテンポのアニメーションであって、比較的好きでない画像を表示する。

さて、図9の実施例中の開眼モニタ450について説明する。

脳波のうちの α 波の量は、開眼により減少することから、 α 波の計測精度を向上させるためには目が開かれているときと、閉じられているときで、 α 波の計測値の評価を変える必要がある。特に、乳幼児の脳機能を計測するときに必要になる。そこで、本実施例では、目の開閉状態を検出する開眼モニタ450を設け、開眼モニタ450の検出信号451を脳波演算装置432に入力するようにしている。

開眼モニタ450は、例えば、CCDカメラなどにより眼球の画像をリアルタイムで撮影し、黒目の面積を評価関数にして、開閉度合を検出する。つまり、図17に示すように、目を閉じた状態から、半分開いた状態、全開の状態など、開眼状態を複数の段階に分け、各状態における α 波の強度を予め計測した複数のデータに基づいて、同図に示す較正曲線620を予め設定しておく。

これによって、本実施例によれば、脳波演算装置432において開眼状態に応じて α 波を較正できるから、 α 波の計測精度を向上できる。その結果、刺激付与装置521により表示する刺激内容を適切なものとすることができます。

以上説明した本発明の生体情報信号処理システムにおいては、光計測と脳波計測はその計測対象の物理量および計測原理に相違があることから、計測制御の協調を図ることが好ましい。すなわち、光計測及び脳波計測はいずれも刺激に対する脳機能の変化を計測するが、計測値の精度を向上させるために、いずれの場合も同一の刺激に対して複数回のサンプリングデータを加算する。

しかし、計測原理の相違から、図18に示すように、脳波計測に用いる典型的な誘発電位計(ERP: Event Related Potentials)を使った場合は、刺激を与える間隔(

刺激間隔)が例えば0.1ー1秒間隔で、必要な加算回数は20ー200回であるのに対し、光計測の場合は、刺激間隔が15ー30秒間隔で、必要な加算回数は5ー10回である。つまり、脳波の場合は刺激を与えてから数10m秒で反応を検知できるのに対し、血中ヘモグロビンの濃度変化を計測する光計測の場合は、刺激を与えてから血液状態が変化するのに10ー15秒以上の時間がかかることに起因する。

そこで、本実施例では、図19に示すように、刺激期間Sとレスト(休止)期間Rとを交互に繰り返して計測する場合に、1つの刺激630を刺激間隔1秒で繰り返し与えながら、脳波計測を100回加算可能で、光計測を1刺激付与期間20秒を5回加算可能に設定する。これにより、光計測と脳波計測との協調をとることができ。この協調計測は、図20に示した協調制御部240を構成するサンプリングパルス生成手段により実現できる。つまり、同図に示すように、クロックパルス発生器241から発生するクロックパルスを、第1の分周器242により脳波計測に適したクロックパルスに分周して刺激を与えると共に脳波計測用のサンプリング器243に供給する。また、第1の分周器242により分周されたクロックパルスをさらに第2の分周器244で分周して刺激を与えると共に光計測用のサンプリング器245に供給する。これにより、図21に示すように、サンプリング器245とサンプリング器243からは、それぞれサンプリングパルス631、632が output され、光計測データと脳波データが設定されたタイミングでサンプリングされる。

図22に、計測協調制御の他の実施例を示す。本実施例は、光計測用刺激と脳波計測用刺激を同じものを利用し、光計測と脳波計測ごとに1回ずつ刺激を加える。光計測635の刺激時間は最小とし、1回の刺激に対する反応を計測する。脳波計測636の刺激は光計測635と光計測635との間にも刺激を加えて、計測回数を増やす。光計測の刺激の前後は必要なレスト時間を確保する。

このように、光計測と脳波計測との計測の協調を図ることにより、両者の計測特性を損なうことなく短時間で、光計測と脳波計測による脳機能計測の対応付けを行うことができる。

図23は、本発明の生体情報信号処理システム用プローブ装置50の1実施例を示す断面斜視図であり、図23ではゴム、プラスチックあるいは布製のホルダ101の一部

を切断して示している。図において、ホルダ101は、被検体(生体)の頭部に装着される。ホルダ101には、例えば近赤外光等の検査光を頭部に照射する複数の照射用光ファイバ102aと、検査光の透過光を受光する複数の受光用光ファイバ102bとが互いに所定の間隔をもつて配置されている。各照射用光ファイバ102aは、互いに隣接する受光用光ファイバ102bの中間に配置されている。図23では、1個の照射用光ファイバ102a及び2個の受光用光ファイバ102bのみを示したが、実際には、複数の照射用光ファイバ102a及び複数の受光用光ファイバ102bが格子状に配置されている。

各光ファイバ102a、102bは、光ファイバ取付具103によりホルダ101に取り付けられている。光ファイバ取付具103には、ファイバ用ばね(図示せず)が内蔵されている。ファイバ用ばねは、光ファイバ102a、102bが被検体の頭部に押し当てられることにより圧縮される。このとき、ファイバ用ばねの復元力により、光ファイバ102a、102bの先端部は被検体の頭部に押し付けられる。

ホルダ101には、脳波計測用の複数の脳波計電極104が弾性体としての電極用ばね105を介して取り付けられている。各脳波計電極104は、互いに隣接する照射用光ファイバ102aと受光用光ファイバ102bとの間に配置されている。さらに詳細には、各脳波計電極104は、互いに隣接する照射用光ファイバ102aと受光用光ファイバ102bとを結ぶ線分の中心又はほぼ中心に配置されている。電極用ばね105は、脳波計電極104が被検体の頭部に押し当てられることにより圧縮される。このとき、電極用ばね105の復元力により、脳波計電極104は被検体の頭部に押し付けられる。

ホルダ101を被検体の頭部に装着することにより、照射用光ファイバ102a、受光用光ファイバ102b及び脳波計電極104が同時に被検体の頭部に装着される。そして、適正な計測が行えるように、照射用光ファイバ102aは受光用光ファイバ102b及び脳波計電極104と被検体の頭部との接触状態が調整される。この後、照射用光ファイバ102aを介して被検体の頭部に検査光が照射される。被検体の頭部からの検査光の透過光は、受光用光ファイバ102bにより受光され、生体光計測装置本体300に送られる。生体光計測装置本体300では、受光用光ファイバ102bにより送られた透過光から、生体内の生理的変化が計測される。一方、脳波計電極104からの出力信

号は、リード線113(図26参照)を介して脳波計測装置本体400に送られる。これにより、脳波計測装置本体400では、被検体の脳波が計測される。

また、各ファイバ取付具103には、可視光を反射する材料からなるファイバ用反射部材106が貼り付けられている。また、ホルダ101の脳波計電極104の取付位置には、可視光を反射する材料からなる電極用反射部材107が貼り付けられている。

このように反射部材106、107を貼り付けることにより、二次元で撮影できるCCDカメラ等の撮影装置によりホルダ101を撮影することにより、ファイバ用反射部材106及び電極用反射部材107の互いの相対的な位置を求める。これにより、照射用光ファイバ102a、受光用光ファイバ102b及び脳波計電極104の計測位置を、個々に実測することなく、容易に把握することができる。従って、計測のためのセッティングに要する手間を軽減することができる。

なお、複数の撮影装置で互いに異なる角度からホルダ101を撮影することにより、照射用光ファイバ102a、受光用光ファイバ102b及び脳波計電極104の3次元的な計測位置を把握するようにしてもよい。

また、ファイバ用反射部材106と電極用反射部材107とを、互いに異なる色としたり、互いに異なる形状としたりして、容易に識別できるようにしてもよい。

さらに、照射用光ファイバ102aに対応したファイバ用反射部材106と受光用光ファイバ102bに対応したファイバ用反射部材106とを、互いに異なる色としたり、互いに異なる形状としたりして、容易に識別できるようにしてもよい。

このような生体情報信号処理システム用プローブ装置50によれば、照射用光ファイバ102a、受光用光ファイバ102b及び脳波計電極104が共通のホルダ101に取り付けられているので、計測のためのセッティングに要する手間を軽減しつつ、生体光計測及び脳波計測の両方を行うことができる。また、生体光計測装置300では、照射用光ファイバ102aと受光用光ファイバ102bとの中間位置の脳機能が計測されるが、この例では照射用光ファイバ102aと受光用光ファイバ102bとの間に脳波計電極104が配置されているので、生体光計測装置300による計測位置と脳波計測装置400による計測位置とをほぼ一致させることができ、生体光計測装置300と脳波計測装置400とを組み合わせた全体の計測精度を向上させることができる。

さらに、この例では、脳波計電極104が電極用ばね105を介してホルダ101に取り付けられているので、脳波計電極104を被検体の頭部にしっかりと接触させることができ、脳波を安定して計測することができる。

次に、図24は本発明生体情報信号処理システム用プローブ装置50のもう1つの実施例の要部を示す斜視図、図25は図24の光ファイバの先端部を示す底面図である。図において、照射用光ファイバ102a及び受光用光ファイバ102bの先端部は、例えば、銅又は黄銅等の導電性の材料からなるスリーブ部材108により囲繞されている。スリーブ部材108は、照射用光ファイバ102a及び受光用光ファイバ102bの先端部に固定されている。

スリーブ部材108と光ファイバ102a、102bとの間には、導電性の液体が含浸された液体保持部材109が充填されている。導電性の液体としては、例えば生理食塩水が用いられる。液体保持部材109としては、例えば、スポンジ等の多孔質部材が用いられる。脳波計電極110は、スリーブ部材8、液体保持部材9およびそれに保持された導電性の液体から構成される。また、脳波計電極110は、リード線を介して脳波計測装置本体400に接続される。光ファイバ102a、102bは、ファイバ取付具103によりホルダ101(図23参照)に取り付けられている。

このような生体情報信号処理システム用プローブ装置50によれば、生体光計測用の光ファイバ102a、102bの先端部に脳波計電極110を一体に設けたので、光ファイバ102a、102bを被検体の頭部に接触させることにより、脳波計電極110も同時に被検体の頭部に接触させることができ、計測のためのセッティングに要する手間を軽減することができる。

次に、図26は、本発明による生体情報信号処理システム用プローブ装置50のさらにもう1つの実施例を示す側面図である。図において、ネット状のホルダ111は、被検体の頭部に装着される。ネット状ホルダ111には、複数の照射用光ファイバ102a、複数の受光用光ファイバ102b、及び複数の脳波計電極104が取り付けられている。各光ファイバ102a、102bは、ファイバ取付具112によりホルダ111に取り付けられている。ファイバ取付具112には、ホルダ111を構成する紐を通すためのスリット(図示せず)が設けられている。即ち、ファイバ取付具112は、ホルダ111の紐をスリットに通

すことによりホルダ111に取り付けられている。各脳波計電極104は、互いに隣接する照射用光ファイバ102aと受光用光ファイバ102bとの中間に配置されている。また、各脳波計電極104は、リード線113を介して脳波計測装置本体400に接続されている。

このような生体情報信号処理装置用プローブ装置50では、脳波計電極104装着用のホルダ111の紐に光ファイバ102a、102bを取り付けられるようにしたので、計測のためのセッティングに要する手間を軽減しつつ、生体光計測及び脳波計測の両方を行うことができる。

次に、図27は本発明による生体情報信号処理システム用プローブ装置50のさらにもう1つの実施例を示す側面図である。図において、照射用光ファイバ102a及び受光用光ファイバ102bは、脳波計電極104の取付具114と同一構造の取付具114によりホルダ111に取り付けられている。従って、取付具114による光ファイバのホルダ111への取付構造は、脳波計電極104のホルダ111への取付構造と同様になっている。

このように、脳波計電極104及び光ファイバ102a、102bのホルダ111への取付構造を互いに同じにすることにより、全体の構造を簡単にすることことができ、計測のためのセッティングに要する手間を軽減することができると共に安定したセッティングを行うことができる。

次に、図28は本発明による生体情報信号処理システム用プローブ装置50のさらにもう1つの実施例を示す側面図、図29は図28の要部を示す底面図である。図において、照射用光ファイバ102a及び受光用光ファイバ102bは、ゲル状ファイバ用ホルダ(保護ゲル)115にファイバ取付具116を介して取り付けられている。ゲル状のファイバ用ホルダ115は、被検体の頭部の少なくとも一部を面で覆うものである。

脳波計電極104は、電極用ホルダとしてのネット状のホルダ111に取り付けられている。ファイバ用ホルダ115には、脳波計電極104に係合する電極係合部として、脳波計電極104の側面部を囲繞する複数の電極囲繞部115aが設けられている。また、各電極囲繞部115aには、ネット状のホルダ111の紐を逃がす複数のスリット115bが設けられている。

このような生体情報信号処理システム用プロープ装置50では、照射用光ファイバ102a及び受光用光ファイバ102bは、ファイバ用ホルダ115に予め取り付けられている。また、脳波計電極104は、ネット状のホルダ111に取り付けられている。光ファイバ102a、102b及び脳波計電極104を被検体の頭部に配置する場合、まずネット状のホルダ111を頭部に装着し、その上からネット状のホルダ111を覆うようにファイバ用ホルダ115を頭部に装着する。このとき、電極囲繞部115aに脳波計電極104を嵌合する。

このように、ゲル状のファイバ用ホルダ115で電極用ホルダの外周部を覆うことにより、被検体が寝たままの状態で計測を行う際に、被検体が寝返りをうった場合などに、光ファイバ102a、102b及び脳波計電極104の位置ずれを防止することができる。特に、本実施例では、脳波計電極104を囲繞する電極囲繞部115aを設けたので、ファイバ用ホルダ115に直接取り付けられた光ファイバ102a、102bだけでなく、ネット状のホルダ111に取り付けられた脳波計電極104の位置ずれもより確実に防止することができる。従って、計測のためのセッティングに要する手間を軽減しつつ、生体光計測及び脳波計測の両方を同時に行うことができる。

請求の範囲

[1] 被検体の頭部上の第1の位置から可視から近赤外の光を照射用光ファイバを介して照射し、被検体の頭部上の第2の位置でその透過光を受光用光ファイバを介して受光し、受光した透過光に基づいて第1および第2の位置の中間位置に対応する計測位置における被検体の頭部内部の脳活動によって生じた光学的特性変化をその計測位置に対応した生体光信号として計測する生体光計測装置；
被検体の頭部上の計測位置である第3の位置に取り付けた脳波電極を通して被検体の頭部内部の脳活動によって生じた電気的特性変化をその計測位置に対応した脳波信号として計測する脳波計測装置；
上記照射用光ファイバおよび受光用光ファイバの先端部および上記脳波電極を担持し被検体に装着される生体光計測装置および脳波計測装置用プローブ装置；および
上記生体光計測装置からのそれぞれの計測位置に対応した生体光信号および上記脳波計測装置からのそれぞれの計測位置に対応した脳波信号をそれぞれの計測位置を互いに関連付けてその共通の表示装置上に表示する生体情報信号処理表示装置；
を有する生体光計測装置と脳波計測装置とを組み合わせた生体情報信号処理システム。

[2] 上記生体情報信号処理表示装置は、上記それぞれの計測位置に対応した生体光信号および脳波信号のそれぞれの信号強度を色の濃淡で表わした2次元の生体光計測画像および脳波計測画像に変換し、その共通の表示装置上に個別にあるいは同時に重畠してあるいは空間的に離間させて表示することを特徴とする請求の範囲第1項に記載のシステム。

[3] 上記生体情報信号処理表示装置は、上記それぞれの計測位置に対応した生体光信号および脳波信号からそれぞれ構成された上記2次元の生体光計測画像および脳波計測画像の少なくとも一方を単位時間ごとに切替えてその共通の表示装置上に動画的に表示することを特徴とする請求の範囲第2項記載のシステム。

[4] 上記生体情報信号処理表示装置は、同一計測位置において同一タイミングで計測

した生体光信号および脳波信号からそれぞれ構成されるタイムコースデータを表わす図形をその共通の表示装置上に並べて表示することを特徴とする請求の範囲第1項記載のシステム。

- [5] 上記生体情報信号処理表示装置は、上記タイムコースデータを全計測位置について同時あるいは時間的に互いにずらして表示することを特徴とする請求の範囲第4項記載のシステム。
- [6] 上記生体情報信号処理表示装置は、被検体の計測部位の輪郭と共に上記生体光計測装置および上記脳波計測装置による計測位置をその共通の表示装置上に2次元あるいは3次元的に表示することを特徴とする請求の範囲第1項に記載のシステム。
- [7] 上記生体情報信号処理表示装置は、操作卓を有し、その操作卓を介して上記生体光計測装置および上記脳波計測装置による計測位置の中興味のある計測位置の選択を許し、その選択された計測位置の生体光信号および脳波信号のタイムコースデータを表わす図形をその共通の表示装置上に表示することを特徴とする請求の範囲第6項記載のシステム。
- [8] 上記生体情報信号処理表示装置は、上記それぞれの計測位置に対応した生体光信号および脳波信号の強度をそれぞれの2次元位置に対応させて3次元的画像を構成しその共通の表示装置上に表示すると共に、上記両3次元的画像を数学的に合成して第3の3次元的画像を構成し表示することを特徴とする請求の範囲第1項記載のシステム。
- [9] 上記生体情報信号処理表示装置は、それぞれの計測位置に対応した生体光信号および脳波信号のタイムコースデータを表わす図形をその共通の表示装置上に表示すると共に上記両タイムコースデータを表わす図形を数学的に合成して第3の図形を構成し表示することを特徴とする請求の範囲第1項に記載のシステム。
- [10] 上記生体情報信号処理表示装置は上記脳波計測装置により計測された脳波信号に基づいて上記生体光計測装置により計測された生体光信号を取捨選択することを特徴とする請求の範囲第1項記載のシステム。
- [11] 上記脳波計測装置によって計測された脳波信号は、体動計測装置によって計測さ

れた体動信号に置き換えられることを特徴とする請求の範囲第10項記載のシステム。

[12] 上記生体情報信号処理表示装置は、上記生体光計測装置および上記脳波計測装置による計測データサンプリングを協調制御する協調制御部を有することを特徴とする請求の範囲第1項記載のシステム。

[13] 更に、被検体に刺激を付与する刺激付与装置を有しており、上記刺激付与装置は上記脳波計測装置により計測された脳波信号に基づいて付与する刺激を制御することを特徴とする請求の範囲第1項記載のシステム。

[14] 上記脳波計測装置によって計測された脳波信号は、体動計測装置によって計測された体動信号に置き換えられることを特徴とする請求の範囲第13項記載のシステム。

[15] 更に、被検体の目の開眼度合を計測する開眼検出装置を有しており、上記脳波計測装置は上記開眼検出装置によって計測された被検体の開眼度合に応じて計測した脳波信号の強度を較正することを特徴とする請求の範囲第1項記載のシステム。

[16] 上記生体光計測装置および脳波計測装置用プローブ装置の上記照射用光ファイバおよび受光用光ファイバの先端部および上記脳波電極は共通のホルダに担持されていることを特徴とする請求の範囲第1項記載のシステム。

[17] 上記生体光計測装置および脳波計測装置用プローブ装置の上記照射用光ファイバおよび受光用光ファイバの先端部および上記脳波電極にはそれぞれ上記共通のホルダへの取付位置を示す可視光を反射する部材がそれぞれ付されていることを特徴とする請求の範囲第16項記載のシステム。

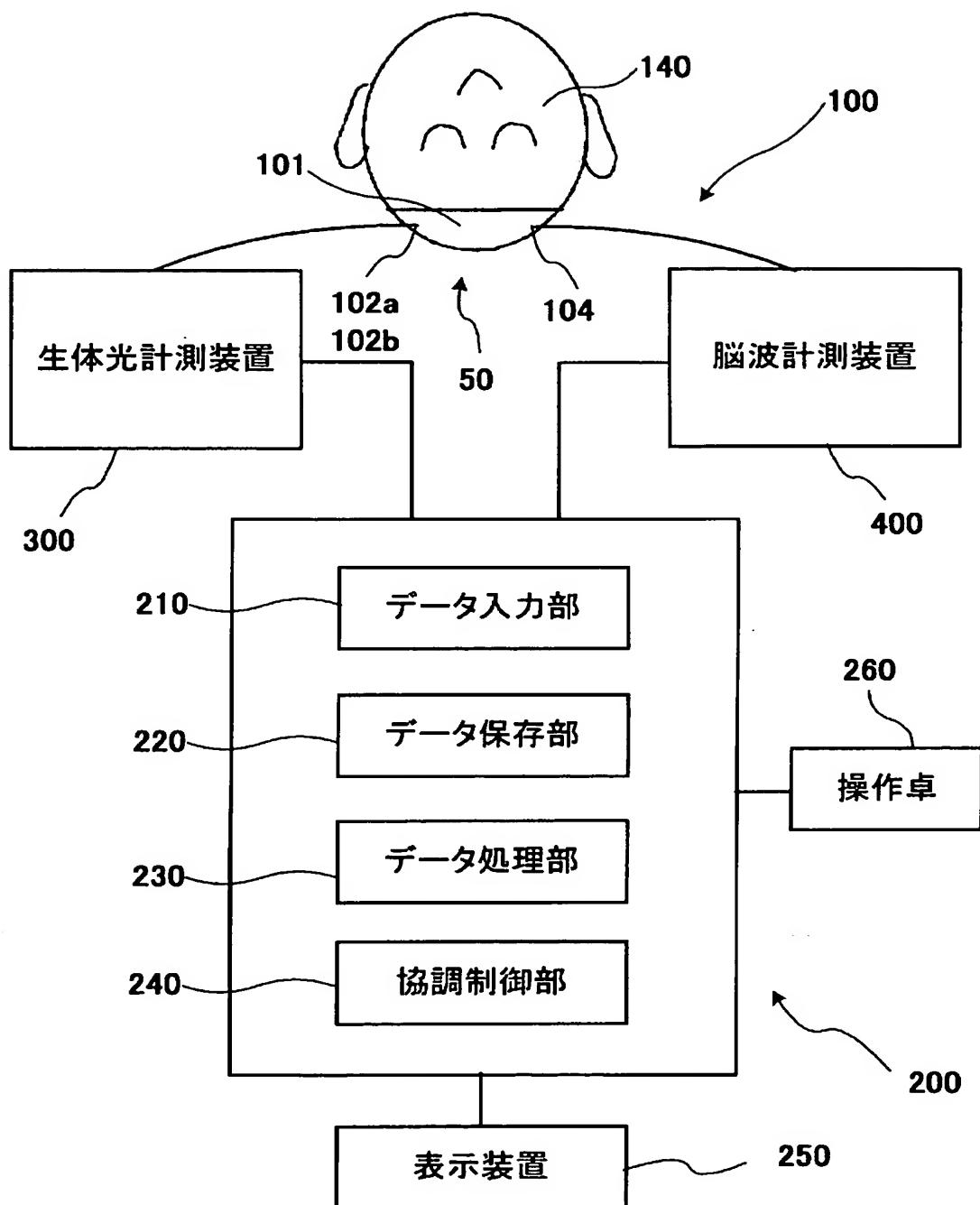
[18] 上記生体光計測装置および脳波計測装置用プローブ装置の上記脳波電極は、弾性体を介して上記共通のホルダに取り付けられており、上記共通のホルダを被検体に装着した際に上記弾性体が圧縮され、上記脳波電極が被検体に押し付けられることを特徴とする請求の範囲第16項記載のシステム。

[19] 上記生体光計測装置および脳波計測装置用プローブ装置の脳波電極は、上記照射用光ファイバおよび受光用光ファイバの少なくともいずれか一方の先端部を囲繞するスリーブ部材、上記スリーブ部材の内部に設けられた液体保持部材および上記液体保持部材に保持された導電性の液体から構成されることを特徴とする請求の範囲第16項記載のシステム。

- [20] 上記生体光計測装置および脳波計測装置用プロープ装置の上記共通のホルダは網状の部材から構成されていることを特徴とする請求の範囲第16項記載のシステム。
- [21] 上記生体光計測装置および脳波計測装置用プロープ装置の上記照射用光ファイバおよび受光用光ファイバの先端部および上記脳波電極は同一形状の取付具によって上記網状の部材から構成された共通のホルダに取付けられていることを特徴とする請求の範囲第20項記載のシステム。
- [22] 上記生体光計測装置および脳波計測装置用プロープ装置の上記脳波電極は脳波電極用ホルダに担持され、上記照射用光ファイバおよび受光用光ファイバの先端部は上記脳波電極に係合する電極係合部を有するゲル状の光ファイバ用ホルダに担持され、上記ゲル状の光ファイバ用ホルダは上記脳波電極用ホルダの上から上記電極係合部を介して上記脳波電極用ホルダに担持された上記脳波電極と係合されて上記脳波電極用ホルダおよび上記ゲル状の光ファイバ用ホルダが一体となって被検体に装着されることを特徴とする請求の範囲第16項記載のシステム。
- [23] 被検体の頭部上の計測位置である第3の位置に取り付けられる上記生体光計測装置および脳波計測装置用プロープ装置の上記脳波電極は、上記共通のホルダ上に隣接して配設され被検体の頭部上の第1の位置および第2の位置に取り付けられる照射用光ファイバおよび受光用光ファイバの中間位置で上記共通のホルダに担持されていることを特徴とする請求の範囲第16項記載のシステム。

[図1]

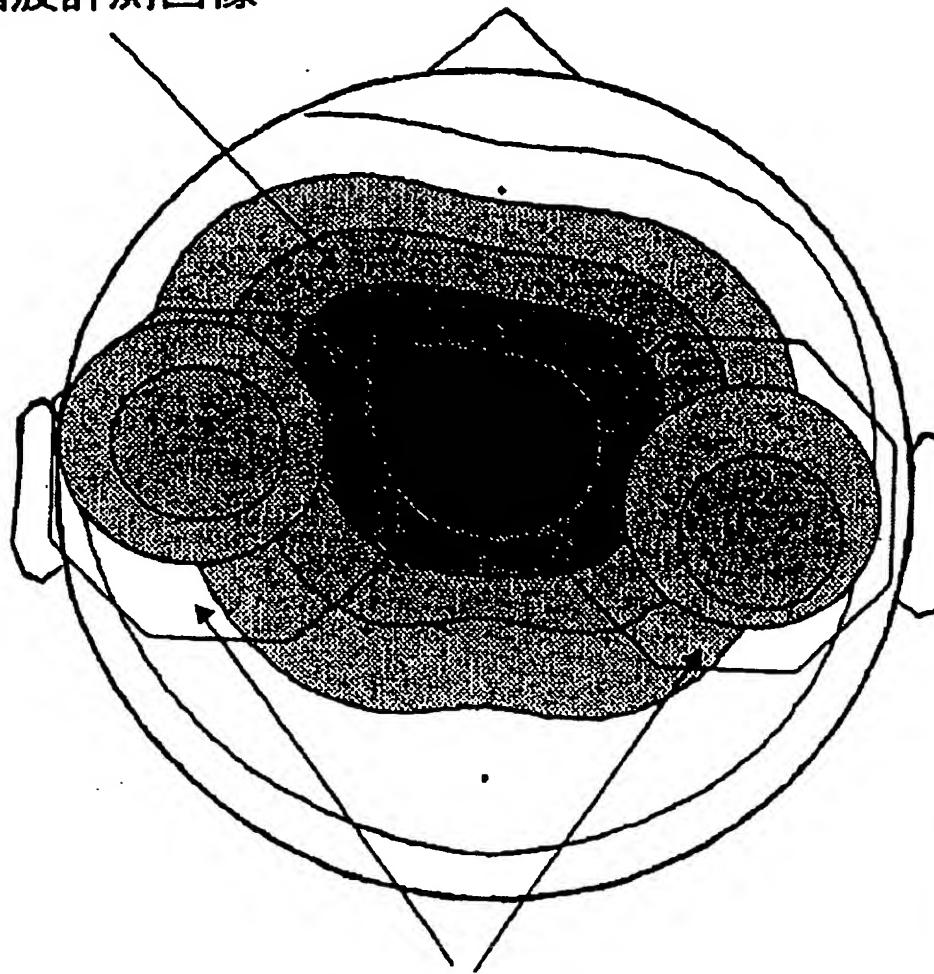
図1



[図2]

図2

脳波計測画像



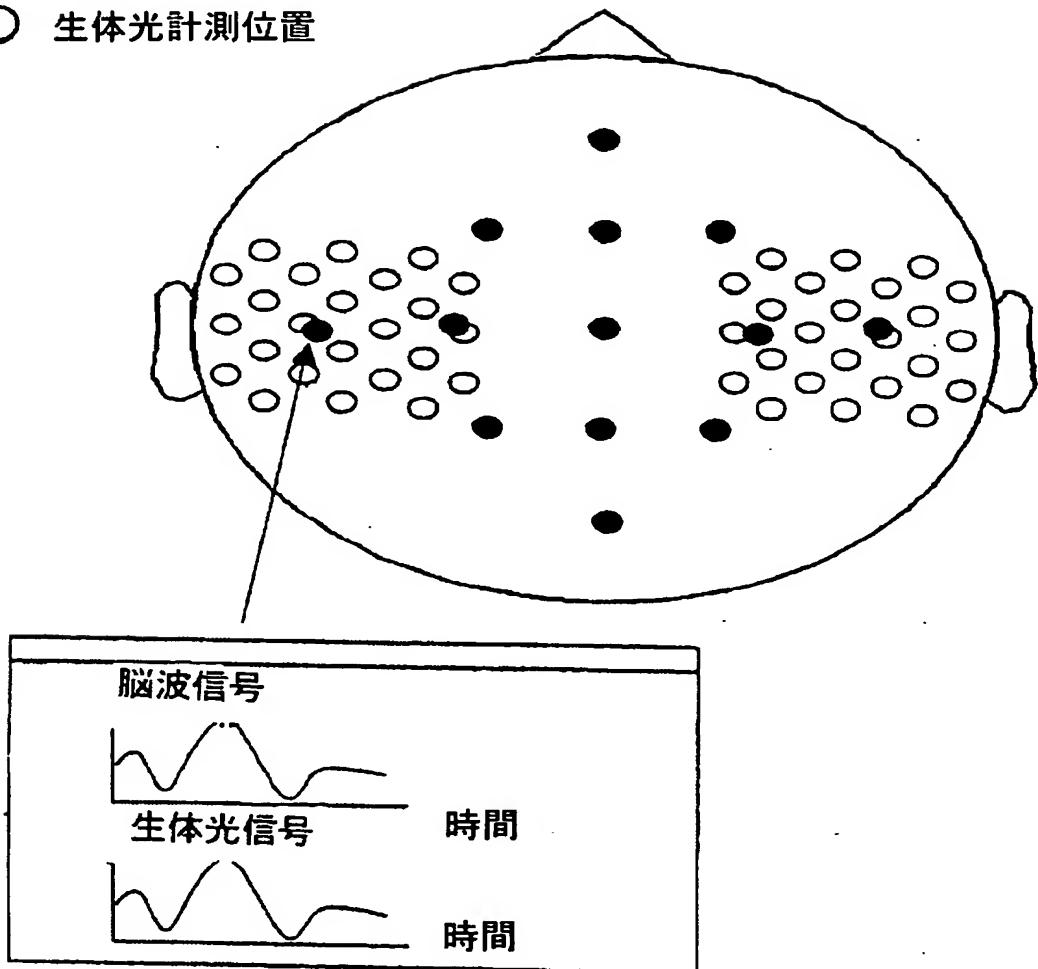
増加

減少

[図3]

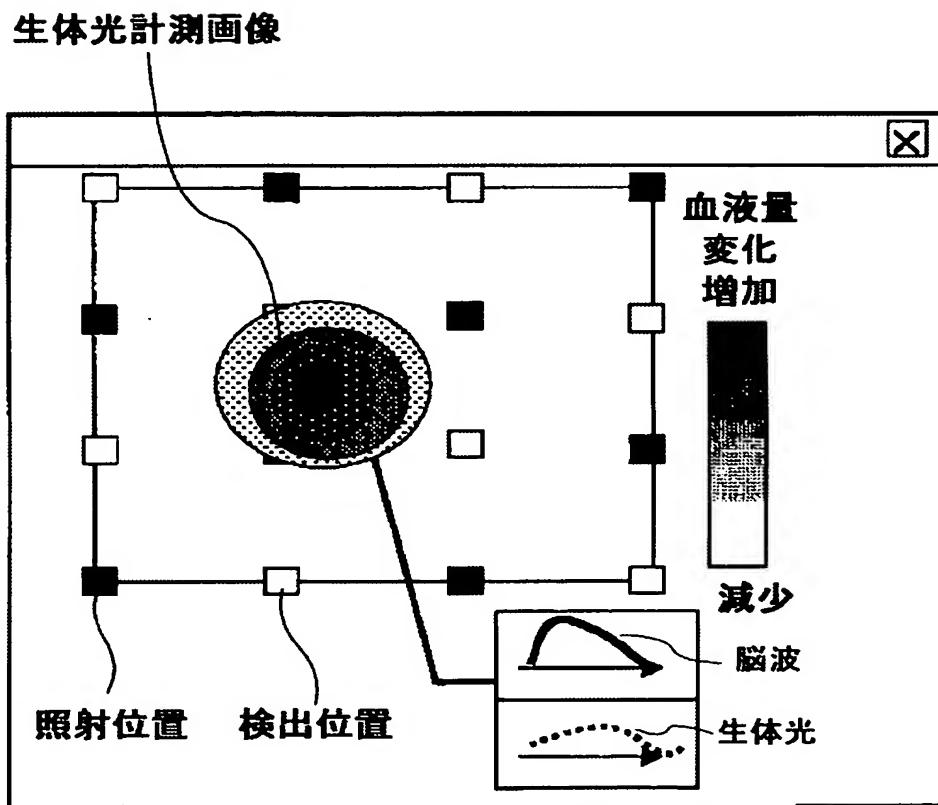
図3

- 脳波計測位置
- 生体光計測位置



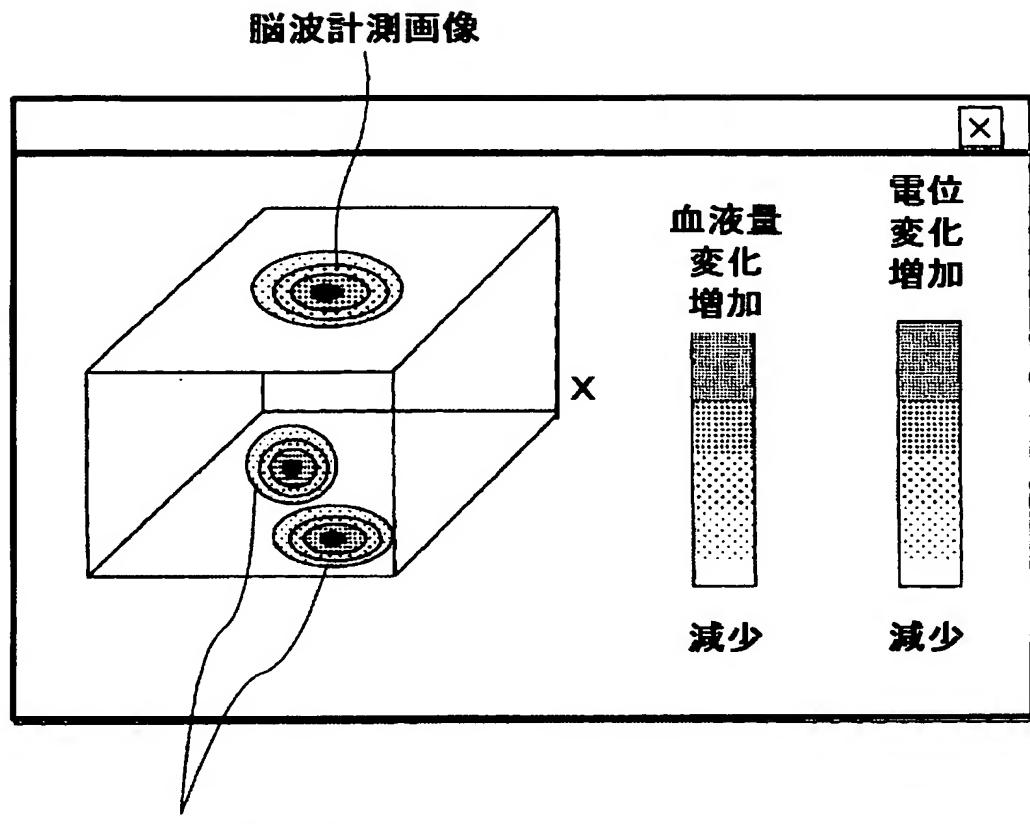
[図4]

図4



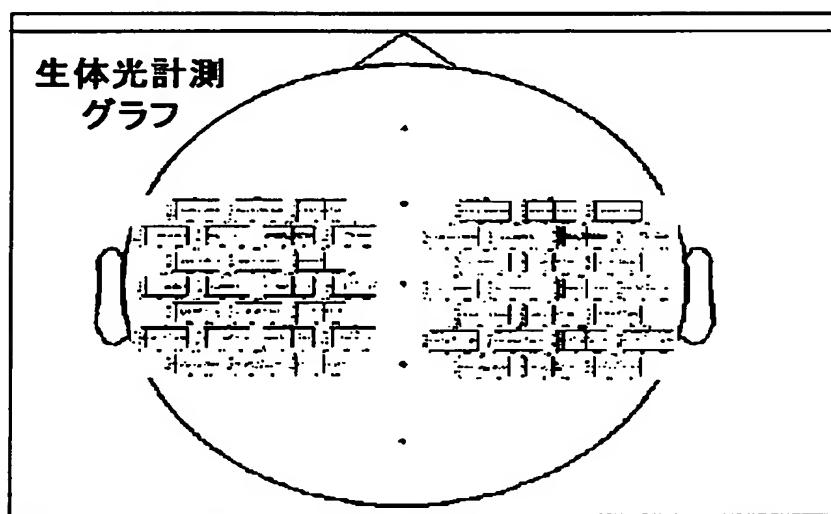
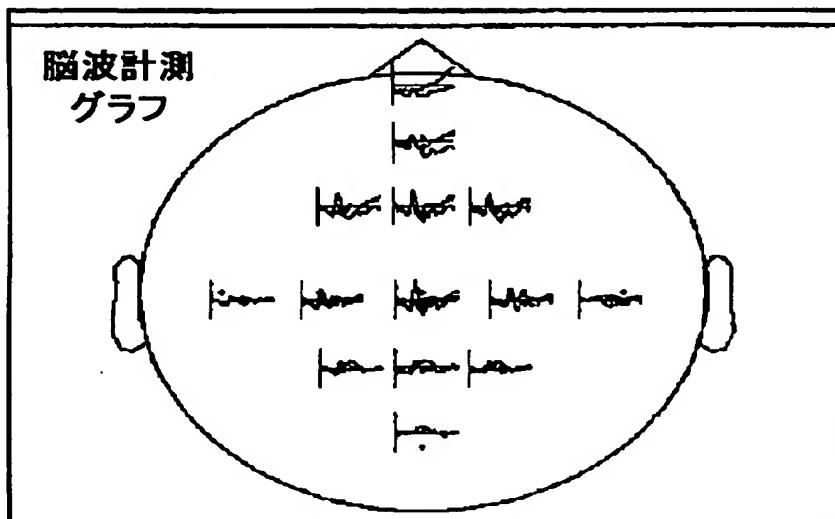
[図5]

図5



[図6]

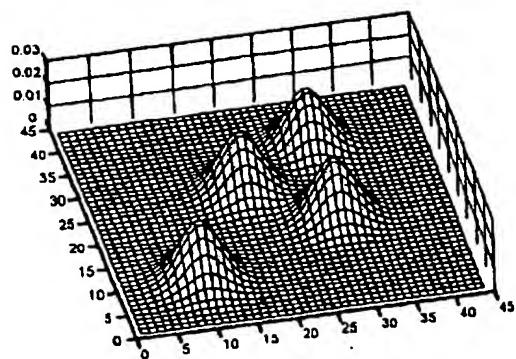
図6



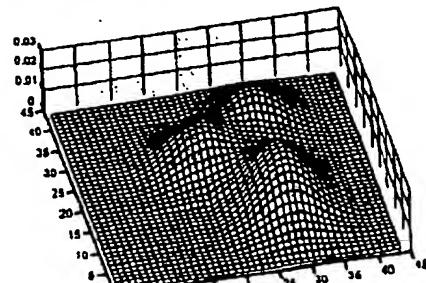
[図7]

図7

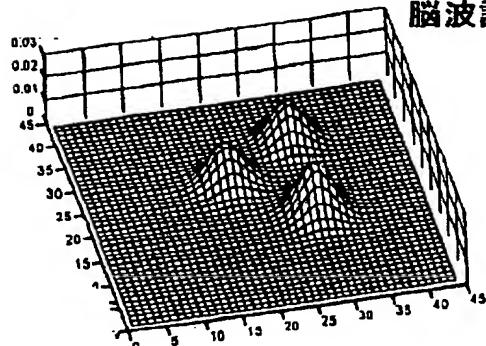
(a) 光計測信号の空間分布



(b) 脳波計測信号の空間分布



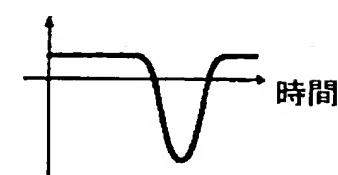
(c) 光計測信号の空間分布 × 脳波計測信号の空間分布



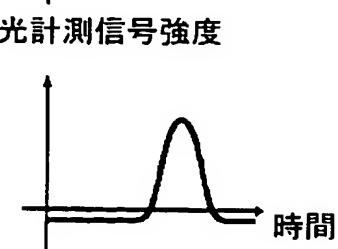
[図8]

図8

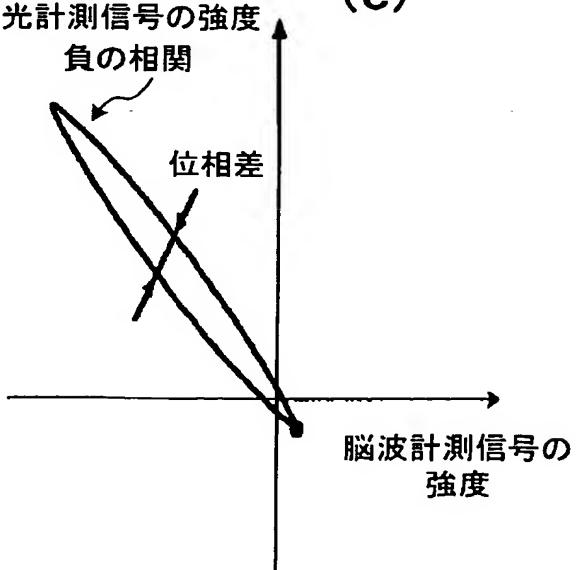
(a) 脳波計測信号強度



(b)

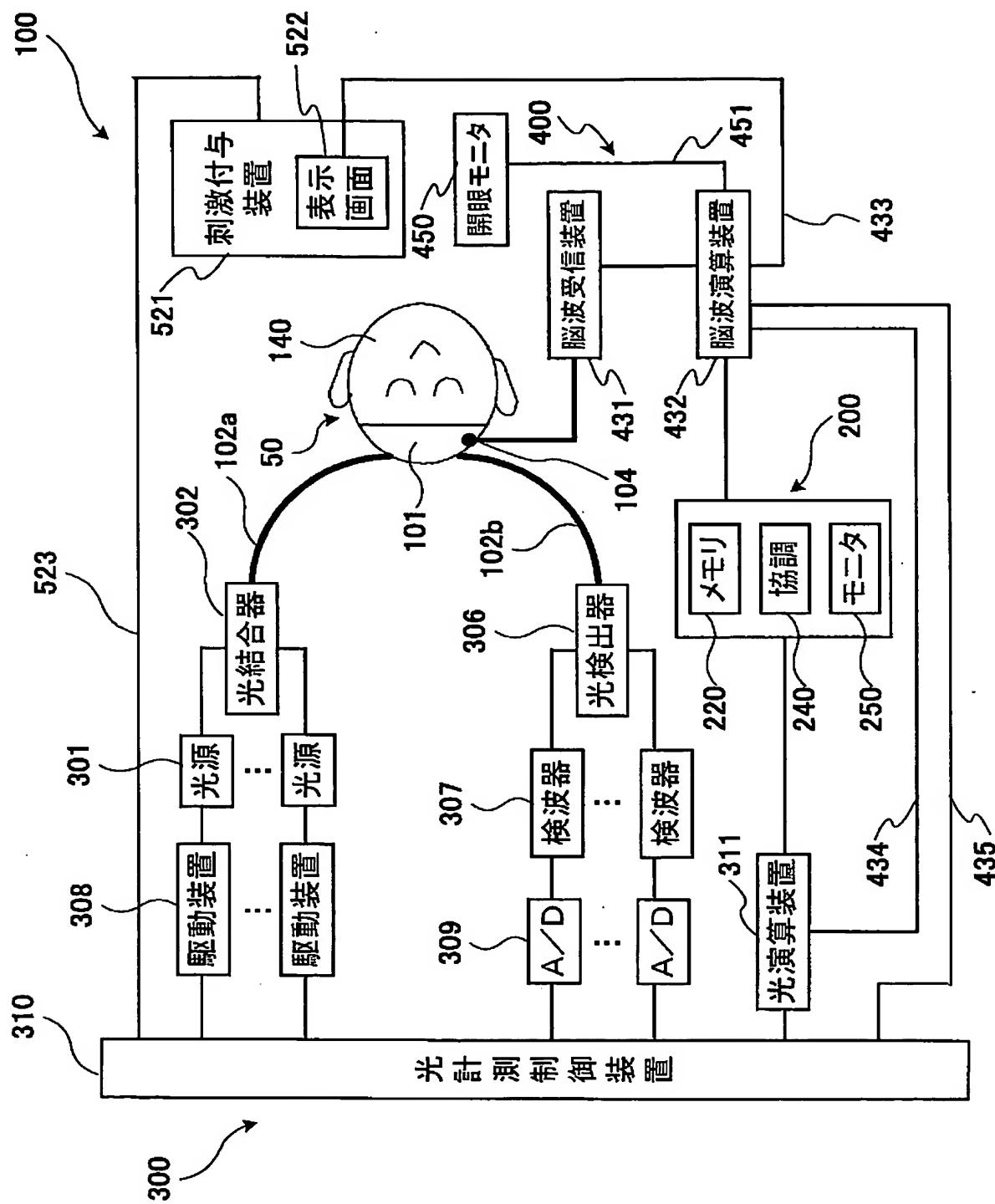
光計測信号の強度
負の相関

(c)



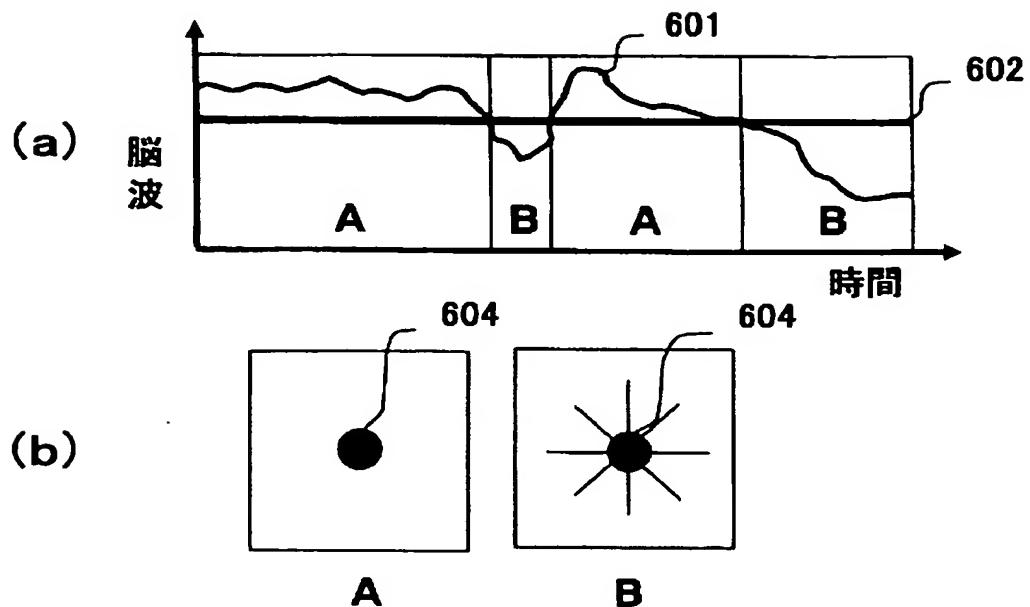
[図9]

図9



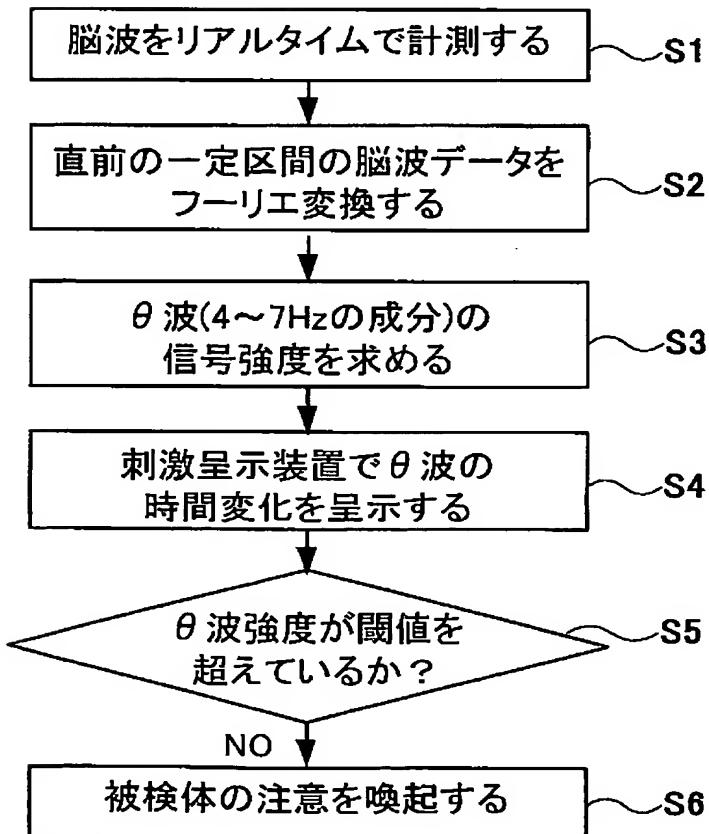
[図10]

図10



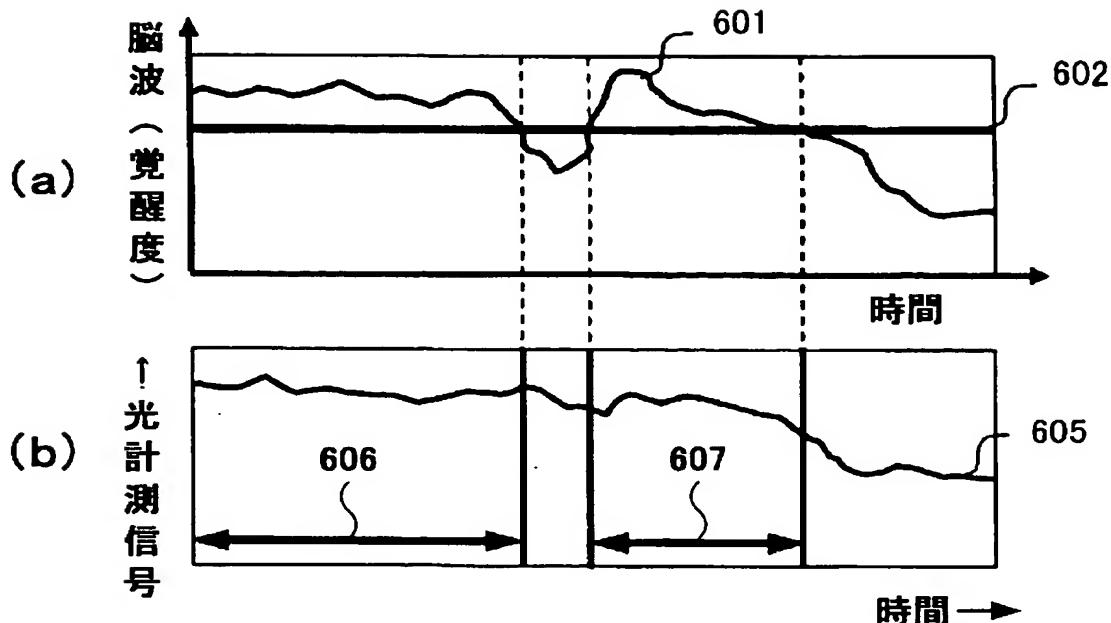
[図11]

図11



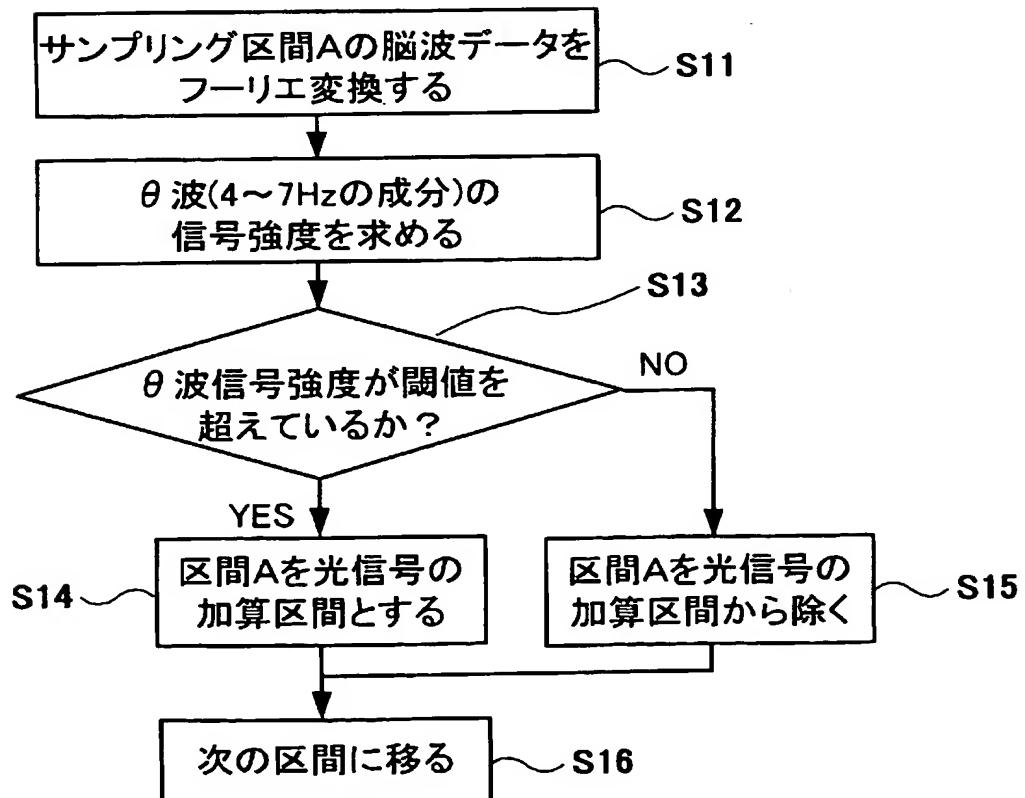
[図12]

図12



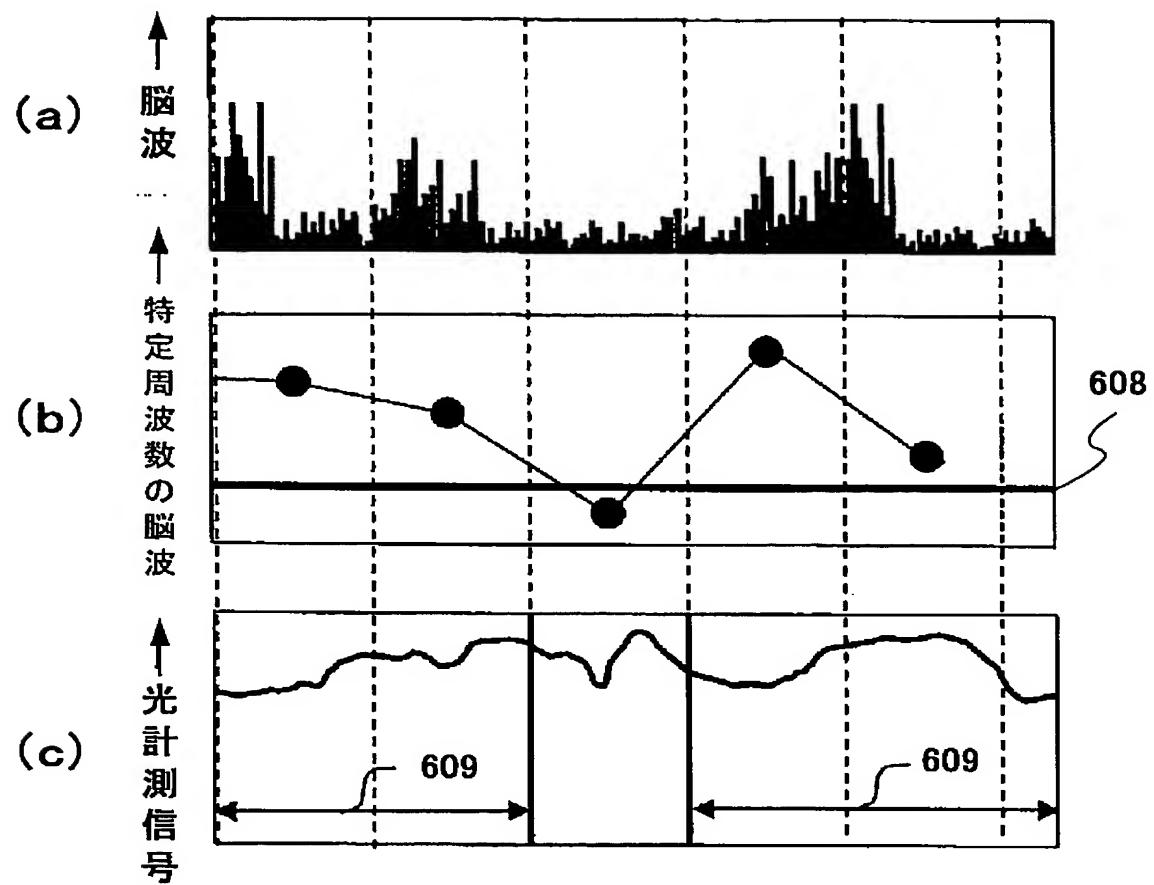
[図13]

図13



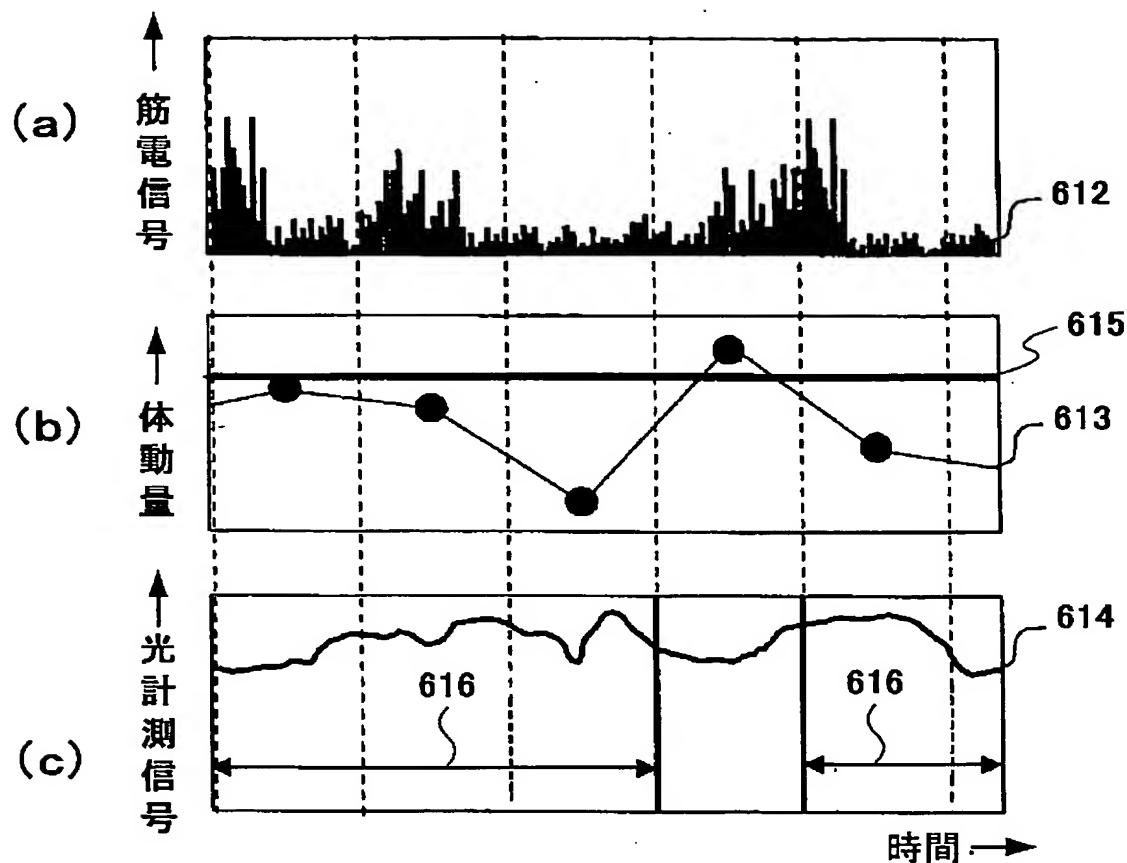
[図14]

図14



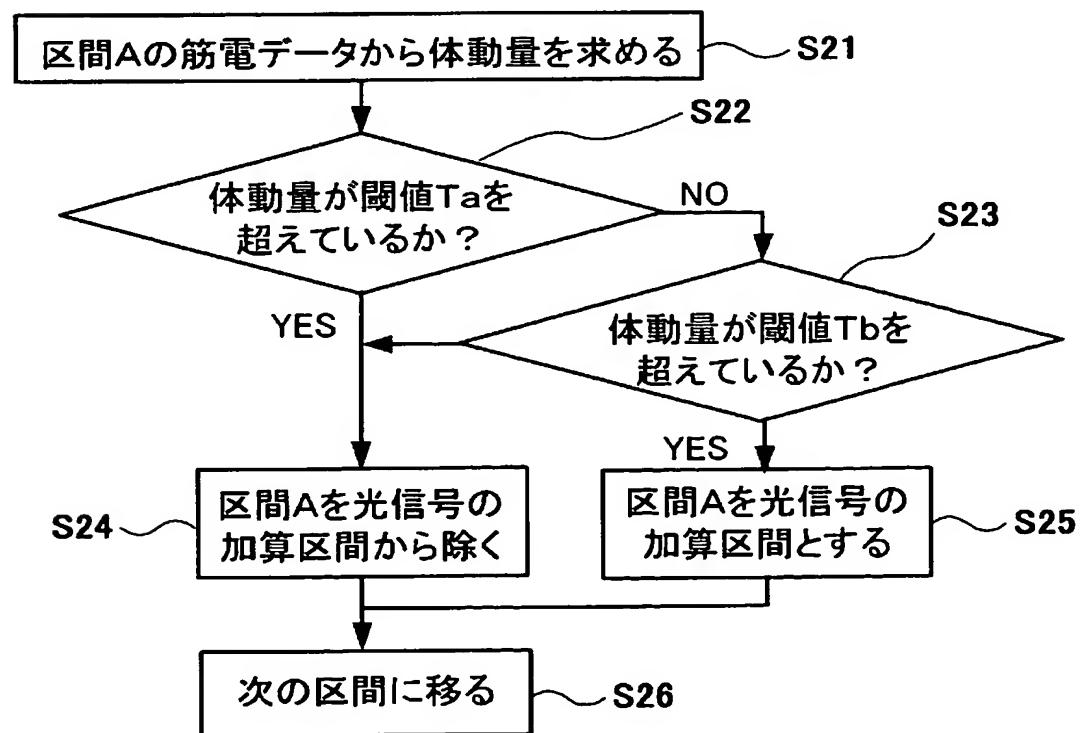
[図15]

図15



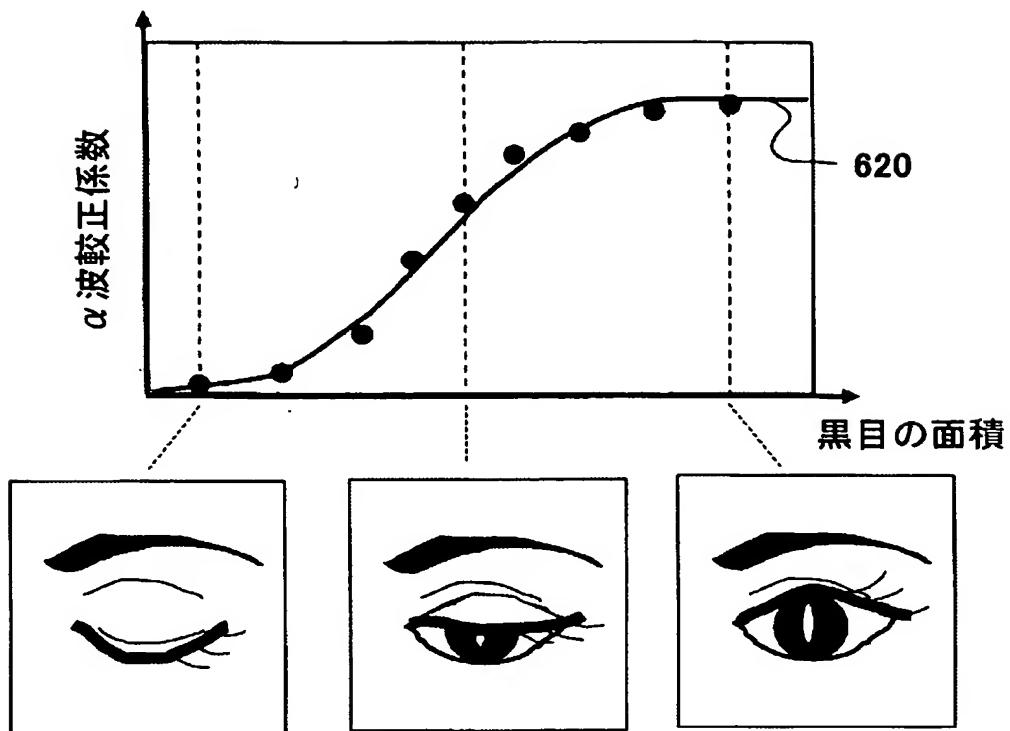
[図16]

図16



[図17]

図17



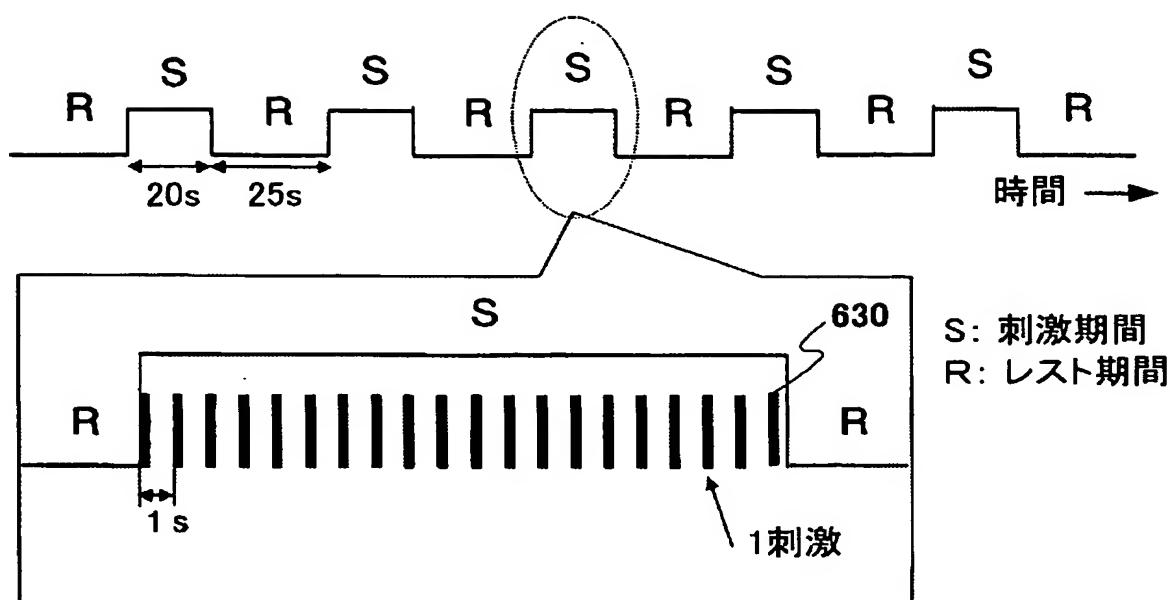
[図18]

図18

	脳波計測(ERP)	光計測
標準的なサンプリング期間 (刺激間隔)	初期成分のみ : 0.1s 後期成分のみ : 0.5-1s	15~30秒間
サンプリング回数	20~200回	5~10回

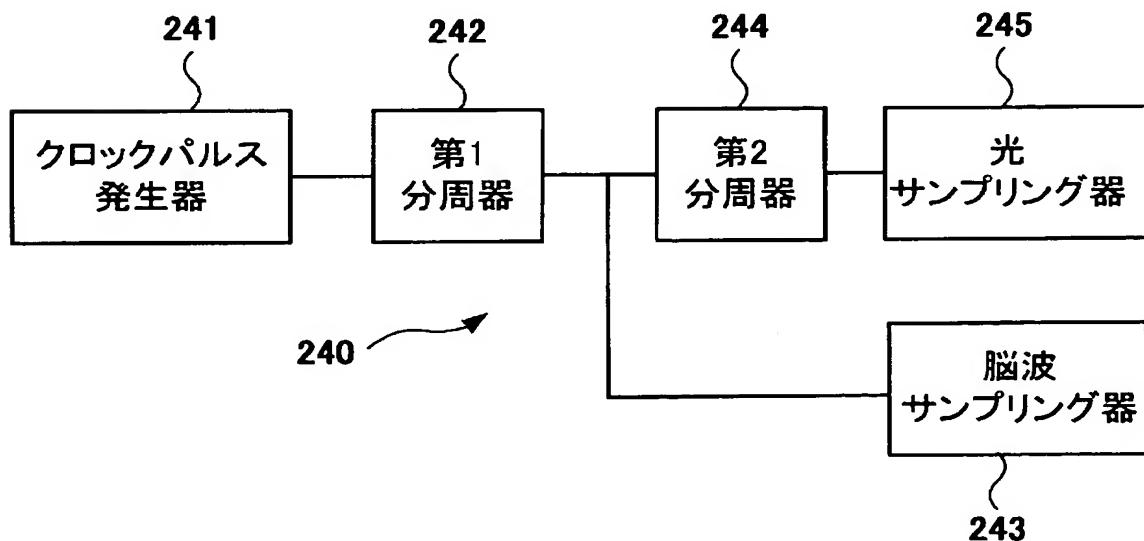
[図19]

図19



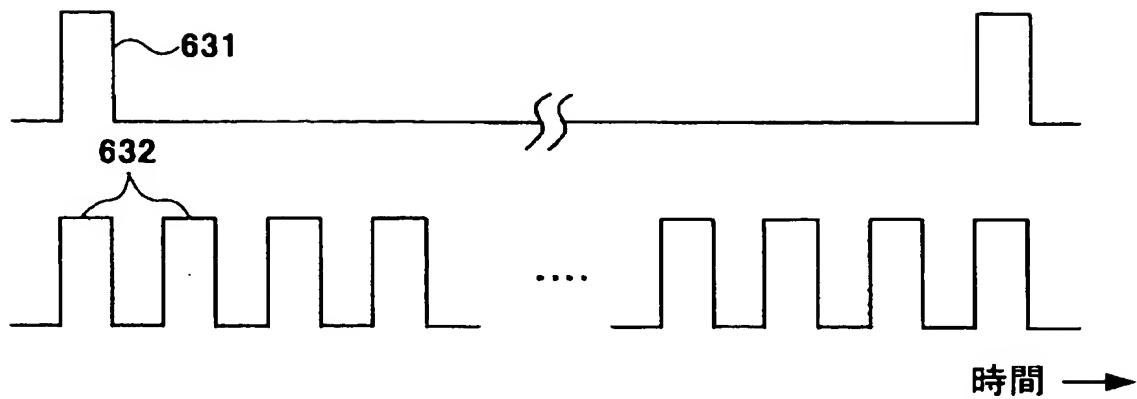
[図20]

図20



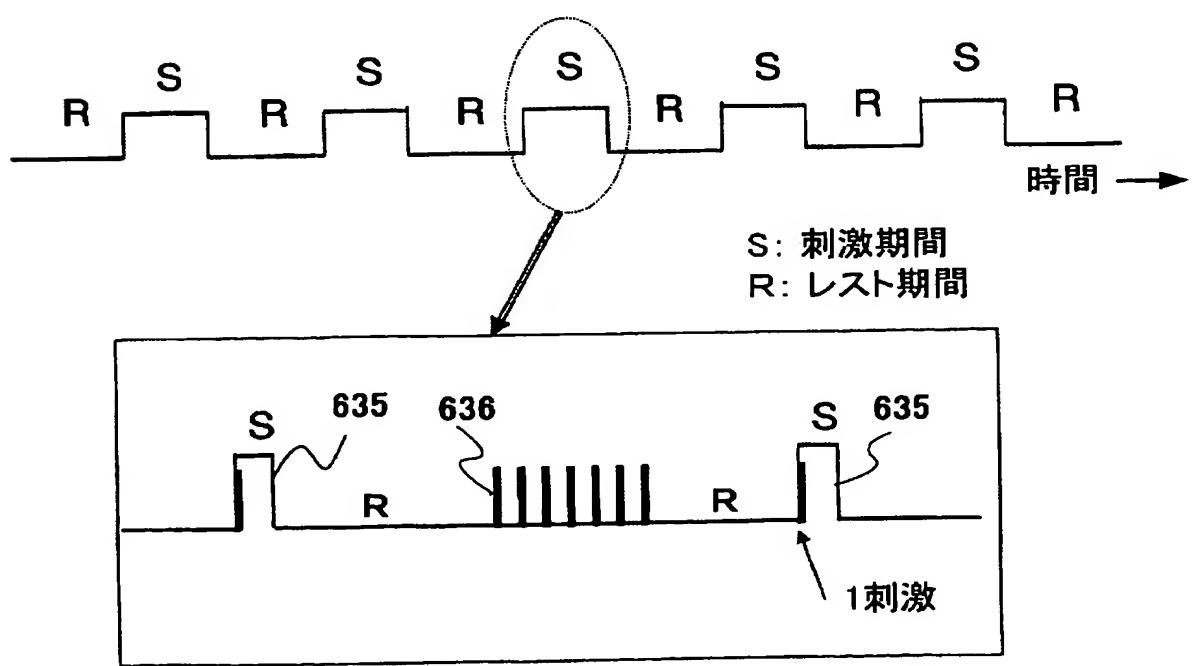
[図21]

図21



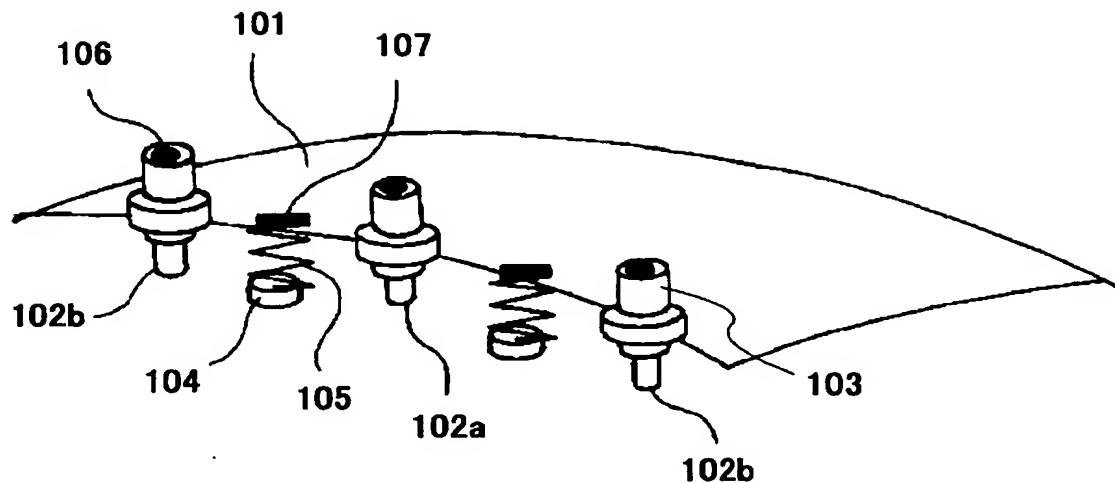
[図22]

図22



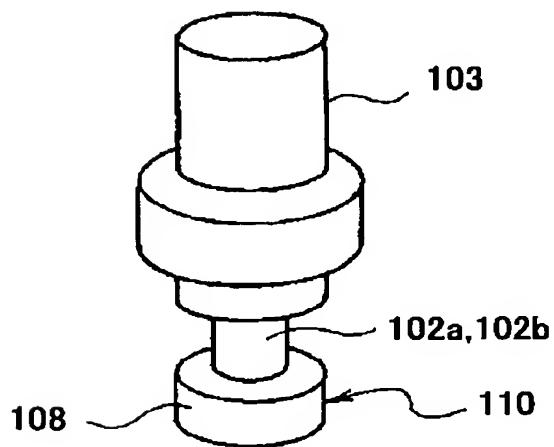
[図23]

図23



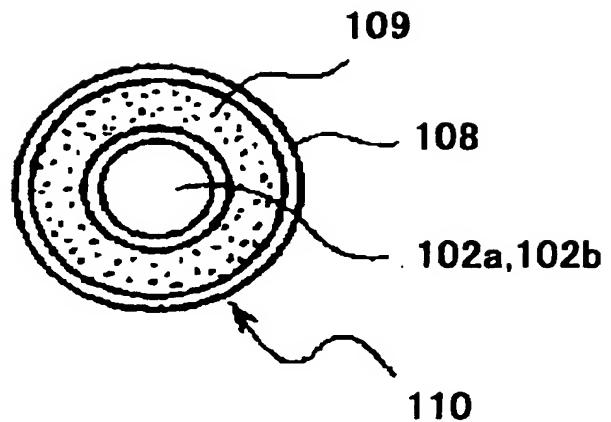
[図24]

図24



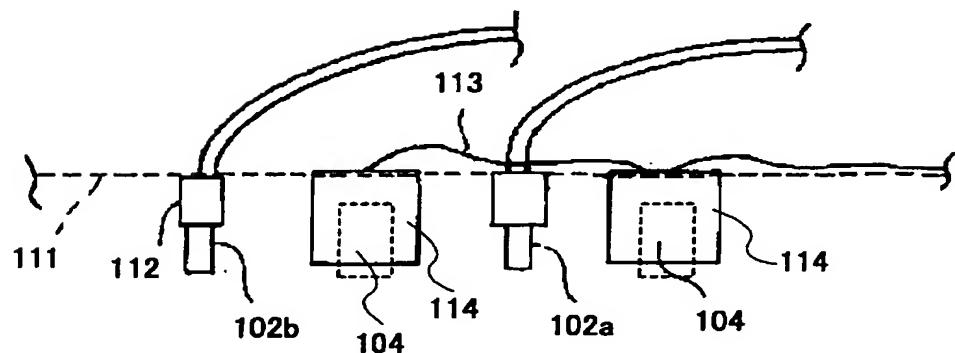
[図25]

図25



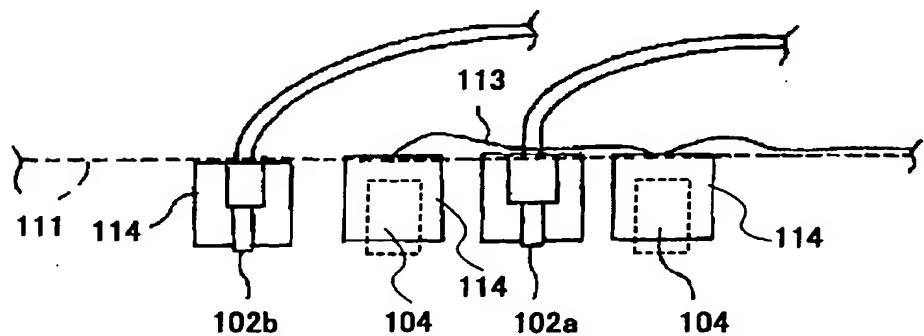
[図26]

図26



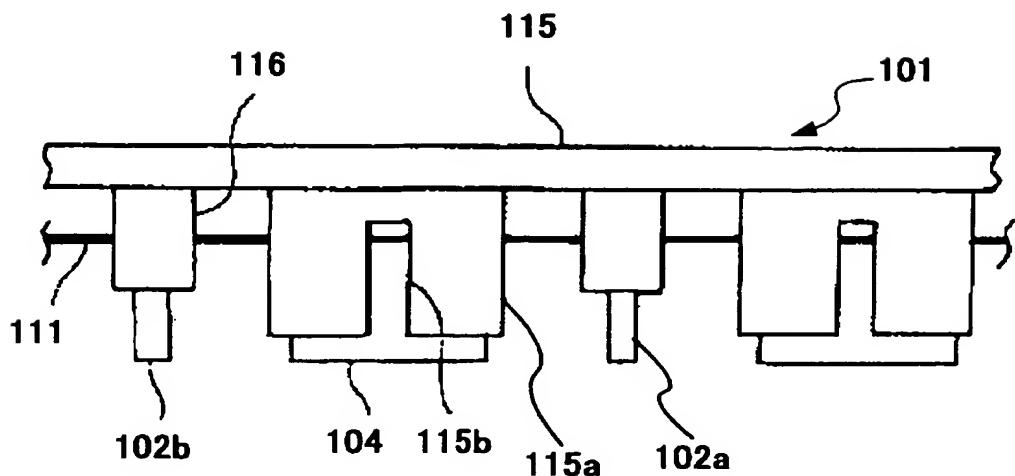
[図27]

図27



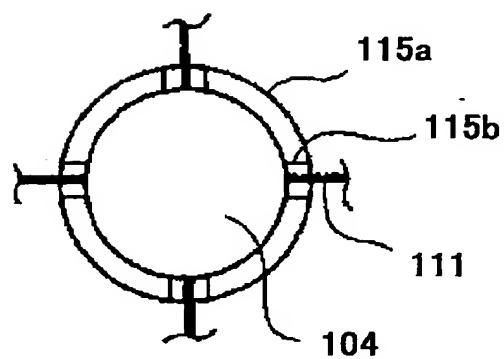
[図28]

図28



[図29]

図29



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/012856

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl⁷ A61B10/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl⁷ A61B10/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2004
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2004	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2004

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2003-149137 A (Hitachi, Ltd.), 21 May, 2003 (21.05.03), & WO 2003/41590 A1	1-7, 16, 18, 20, 21 8-15, 17, 19, 22, 23
Y	JP 2002-360538 A (Hitachi, Ltd.), 17 December, 2002 (17.12.02), (Family: none)	1-3, 16, 18, 20, 21
Y	JP 2000-237194 A (Hitachi, Ltd.), 05 September, 2000 (05.09.00), & WO 2000/49394 A1	1-7, 16, 18, 20, 21
Y	JP 2001-340312 A (Tsutomu KAMEI), 11 December, 2001 (11.12.01), (Family: none)	18

 Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	
"A"	document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E"	earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L"	document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O"	document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P"	document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T"	later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X"	document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y"	document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&"	document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
29 September, 2004 (29.09.04)Date of mailing of the international search report
12 October, 2004 (12.10.04)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. C1⁷

A 61 B 10/00

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. C1⁷

A 61 B 10/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2004年
日本国登録実用新案公報	1994-2004年
日本国実用新案登録公報	1996-2004年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y A	JP 2003-149137 A (株式会社日立製作所) 2003. 05. 21 & WO 2003/41590 A1	1-7, 16, 18, 20, 21 8-15, 17, 19, 22, 23
Y	JP 2002-360538 A (株式会社日立製作所) 2002. 12. 17 (ファミリーなし)	1-3, 16, 18, 20, 21
Y	JP 2000-237194 A (株式会社日立製作所) 2000. 09. 05 & WO 2000/49394 A1	1-7, 16, 18, 20, 21

 C欄の続きにも文献が列挙されている。 パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
 「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

29. 09. 2004

国際調査報告の発送日

12.10.2004

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

小田倉 直人

2W 9163

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

C (続き) 関連すると認められる文献		関連する 請求の範囲の番号
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	
Y	JP 2001-340312 A (亀井勉) 2001.12.11 (ファミリーなし)	18